



**Уральский
федеральный
университет**

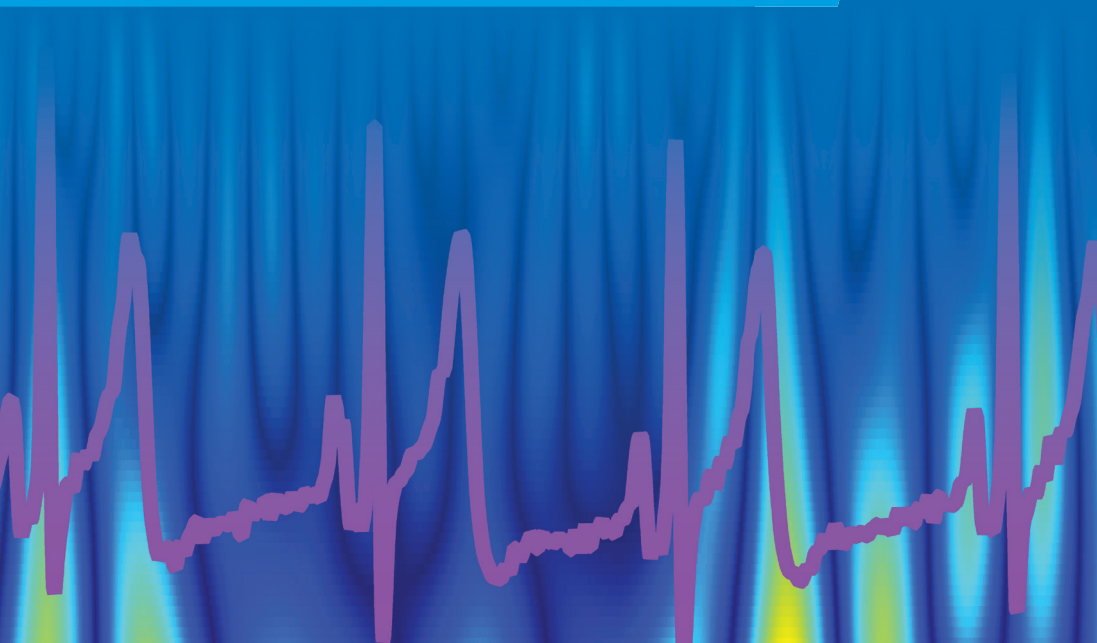
имени первого Президента
России Б.Н.Ельцина

**Институт радиозлектроники
и информационных
технологий — РТФ**

**В. С. КУБЛАНОВ
В. И. БОРИСОВ
А. Ю. ДОЛГАНОВ**

АНАЛИЗ БИОМЕДИЦИНСКИХ СИГНАЛОВ В СРЕДЕ MATLAB

Учебное пособие



Министерство образования и науки Российской Федерации
Уральский федеральный университет
имени первого Президента России Б. Н. Ельцина

В. С. Кубланов, В. И. Борисов, А. Ю. Долганов

Анализ биомедицинских сигналов в среде MATLAB

Учебное пособие

Рекомендовано
методическим советом УрФУ для студентов,
обучающихся по направлениям магистратуры
09.04.02 «Информационные системы и технологии»
и 11.04.01 «Радиотехника»

Екатеринбург
Издательство Уральского университета
2016

УДК 519.246.8:616-072.7(075.8)

ББК 54.10с51я73

К88

Рецензенты:

профессор Сибирского федерального университета доктор технических наук Г. М. Алдонин;

завотделом прикладных проблем управления Института математики и механики УрО РАН кандидат физико-математических наук В. Б. Костоусов

Научный редактор — профессор, доктор технических наук С. В. Поршнев

Кубланов, В. С.

К88 Анализ биомедицинских сигналов в среде MATLAB : учебное пособие / В. С. Кубланов, В. И. Борисов, А. Ю. Долганов. — Екатеринбург : Изд-во Урал. ун-та, 2016. — 120 с.

ISBN 978-5-7996-1813-1

Приведены теоретические основы принципов анализа variability сердечного ритма и рекомендации для исследования ее статистических, спектральных, корреляционных и нелинейных характеристик. Учебное пособие ориентировано на преподавателей и студентов-магистрантов всех специальностей ИРИТ—РтФ. Предназначено для студентов и магистрантов Института радиоэлектроники и информационных технологий — РтФ, владеющих основами математического анализа и базовым уровнем использования среды MATLAB.

Библиогр.: 62 назв. Табл. 2. Рис. 15. Прил. 15.

УДК 519.246.8:616-072.7(075.8)

ББК 54.10с51я73

ISBN 978-5-7996-1813-1

© Уральский федеральный университет, 2016

Список сокращений

ЭКГ	— электрокардиограмма
ЧСС	— частота сердечных сокращений
ФС	— функциональное состояние
Ф	— состояние функционального покоя
СКО	— среднеквадратичное отклонение
ПАРС	— показатель активности регуляторных систем
ПАРП	— показатель адекватности процессов регуляции
П	— состояние последствий
НЛД	— нелинейная динамика
Н	— состояние функционально-нагрузочной пробы
ИЦ	— индекс централизации
ИН	— индекс напряжения
ИВР	— индекс вегетативного равновесия
ИАП	— индекс активации подкорковых нервных центров
ВСП	— вариабельность сердечного ритма
ВР	— временной ряд
ВПП	— вегетативный показатель ритма
ВНС	— вегетативная нервная система
БОС	— биологическая обратная связь
АД	— артериальное давление
<i>WTMM</i>	— максимумы модулей вейвлет-преобразования
<i>VR</i>	— вариационный размах
<i>HF</i>	— диапазон спектра ВСП от 0,4 до 0,15 Гц (2,5–6,5 с)
<i>LF</i>	— диапазон спектра ВСП от 0,15 до 0,04 Гц (6,5–25 с)
<i>VLf</i>	— диапазон спектра ВСП от 0,004 до 0,03 Гц (25–333 с)
<i>NN</i>	— ряд (R-R) интервалов без артефактов
<i>MFdFA</i>	— мультифрактальный флуктуационный анализ
<i>LF/HF</i>	— индекс вегетативного баланса

Введение

Состояние биологического объекта характеризуется множеством данных о структуре, состоящим из подмножества элементов и связей объекта, а также из подмножества их свойств. Информация об объекте — величина, определяемая множеством термов (знаков, символов, сигналов), отображающих на заданном языке состояние объекта и зафиксированных на том или ином носителе [22].

Биомедицинские сигналы несут информацию о физических проявлениях физиологических процессов (событий) живого организма, которая может быть измерена и представлена в виде, удобном для обработки с помощью вычислительной техники [38]. Примером события может являться работа сердца и образующиеся в результате электрические потенциалы на поверхности тела. Соответствующий этому событию биомедицинский сигнал — ЭКГ.

Известно, что независимо от физической природы сигналы делятся на детерминированные и случайные [17]. Детерминированными сигналами называют сигналы, мгновенные значения которых точно определены в любые моменты времени. Случайными сигналами называют сигналы, мгновенные значения которых заранее предсказать невозможно. Случайные изменения параметра могут вызываться либо передаваемой информацией об изменениях в исследуемой системе, либо действием каких-то мешающих факторов. В последнем случае говорят о действии помех на передаваемую информацию.

Параметры сигнала, изменяющиеся во времени в соответствии с изменениями физиологических процессов в организме человека, являются информативными. Другими словами, эти параметры несут данные об изменении состояния исследуемого объекта или процесса. У биомедицинских сигналов информативными параметрами могут быть амплитуда или мощность, частота (период), фаза (временной сдвиг).

Информацию могут нести только случайные сигналы. Детерминированный сигнал никакой информации не несет, поскольку его поведение заранее известно. На практике заключение о том, является ли процесс случайным или детерминированным, делается на основании результатов его воспроизведения: если при проведении нескольких опытов результат наблюдений повторяется в пределах ошибки измерения, то процесс считается детерминированным, если нет — случайным.

Обработка биомедицинских сигналов проводится в целях выделения в них информативных признаков или определения диагностических показателей [42].

Первым шагом при исследовании биологических систем является разработка датчиков и аппаратуры для преобразования изучаемых феноменов в электрические сигналы, поддающиеся измерению. Следующий шаг — фильтрация и устранение искажений сигналов (артефактов). Например, артефакты сигнала ЭКГ могут быть вызваны механическими движениями тела, помехами в сети и наводками электромагнитного поля. Третий шаг — обнаружение в биомедицинских сигналах событий и анализ их информационных характеристик, моделирование процессов и систем, порождающих биомедицинские сигналы [53].

Биомедицинские сигналы, отражающие изменения функциональных процессов в организме человека, в том числе в головном мозге, сердечно-сосудистой системе, сенсорных системах, моторных и двигательных функциях, являются непрерывными. Если такие сигналы преобразовать с помощью аналого-цифрового преобразования во временные ряды, то операции, выпол-

няемые на втором и третьем шагах исследования биологических систем, могут выполняться с применением теории и методов цифровой обработки сигналов.

В цифровой обработке сигналов под сигналом понимается его математическое описание, т. е. некоторая вещественная функция, содержащая информацию о состоянии или поведении физической системы при каком-нибудь событии, которая может быть определена на непрерывном или дискретном пространстве изменения времени или пространственных координат.

В широком смысле под системами цифровой обработки сигналов понимают комплекс алгоритмических, аппаратных и программных средств. Как правило, системы содержат специализированные технические средства предварительной (или первичной) обработки сигналов и специальные технические средства для вторичной обработки сигналов.

Средства предварительной обработки предназначены для обработки исходных сигналов, наблюдаемых в общем случае на фоне случайных шумов и помех различной физической природы и представленных в виде дискретных цифровых отсчетов, в целях обнаружения и выделения (селекции) полезного сигнала и оценки характеристик обнаруженного сигнала. Полученная в результате предварительной обработки полезная информация поступает в систему вторичной обработки для классификации, архивирования, структурного анализа и т. д. [13].

Для решения указанных выше задач используют систему математического программирования MATLAB & SIMULINK, разработанную американской компанией MathWorks. В настоящее время пакет MATLAB представляет собой развитую интегральную программную среду, включающую собственный язык программирования. Он дает пользователю возможность быстро выполнять различные операции над векторами и матрицами, такие как умножение и обращение матриц, вычисление определителей, нахождение собственных чисел и векторов.

Кроме того, в MATLAB встроены операции вычисления обычных функций (алгебраических, тригонометрических, логических), решения алгебраических и дифференциальных уравнений, операции построения графиков и ряд других. MATLAB является языком высокого уровня. По отдельным его командам можно выполнять такие сложные операции, как нахождение корней полиномов, решение линейных и нелинейных алгебраических уравнений, моделирование линейных динамических систем. Указанные операции являются стандартными функциями MATLAB. Встроенные и стандартные функции образуют ядро MATLAB.

Помимо ядра, выполняющего вычислительные алгоритмы общего назначения, в пакете MATLAB реализовано несколько десятков тулбоксов (библиотек специализированных подпрограмм), предназначенных для решения разнообразных практических задач [39].

В настоящем издании анализ биомедицинских сигналов в среде MATLAB рассматривается на примере сигнала ВСП. Анализ этого сигнала является достаточно популярным исследованием функционального состояния в медицине и физиологии на протяжении последних 50 лет. Причина этого — простота записи этого сигнала и постоянное обновление теоретических концепций и методических подходов.

К «классическому» подходу анализа ВСП относят статистические, корреляционные и спектральные методы обработки, основы которых были приведены в методических пособиях иностранных и отечественных авторов [10; 60]. Перечисленные выше традиционные методики анализа биомедицинских сигналов основаны на предположении, что в пределах анализируемого фрагмента сигнал остается стационарным. На практике, особенно во время проведения функционально-нагрузочных исследований, это условие зачастую оказывается невыполнимым. Поэтому при анализе биомедицинских сигналов актуальным является применение математических методов обработки,

не имеющих каких-либо специфических требований к характеристикам этих сигналов.

Так, в последнее десятилетие для анализа ВР сердечного ритма активно развиваются методы нелинейной динамики, которые не только применимы к нестационарным процессам, но и позволяют численно оценить процессы самоорганизации биологических систем.

Процесс формирования сердечного ритма определяется взаимодействием системы кровообращения с многочисленными регуляторными механизмами, зависимыми от состояния вегетативной и центральной нервной систем, гормональных, гуморальных и рефлекторных процессов. Причем в этой многоконтурной, иерархически организованной системе доминирующая роль отдельных звеньев определяется текущими потребностями организма. Данная система является сложной: наиболее очевидная особенность ее, как и любой биологической системы, заключается в способности к самоорганизации и проявлению свойств динамического хаоса. Согласно теореме Такенса, свойства исследуемой системы можно восстановить по измерениям лишь одного наблюдаемого сигнала [51].

Теория самоорганизующихся систем по-новому трактует понятие хаоса. Хаос рассматривается как многогранный материальный фактор, который не только разрушает системы и процессы, но и обладает потенциальной творческой силой, способствуя возникновению новых объектов и явлений. *Самоорганизация* — процесс самопроизвольного возникновения порядка и организации из беспорядка и хаоса. Самоорганизующиеся системы, будучи сложными объектами, характеризуются большим числом степеней свободы [49].

Отличительной чертой самоорганизующихся систем является высокая чувствительность к начальным условиям. Малейшие изменения в начальном состоянии системы могут привести к непредсказуемым крупномасштабным последствиям. Таким образом, динамика этого процесса носит сложный, далекий

от линейного, характер. На пути его развития могут встречаться переломные моменты (точки бифуркации), когда дальнейшая судьба системы принципиально неизвестна: перейдет ли она в состояние хаоса или преобразуется в качественно иную структуру с более высоким уровнем упорядоченности.

Для анализа нелинейных свойств ВСР применяются сечение Пуанкаре, кластерный спектральный анализ, графики аттрактора, сингулярное разложение, показатель Ляпунова, энтропия Колмогорова и другие [10]. Однако для кратковременных временных рядов ВСР получение статистически устойчивых оценок фрактальных размерностей, показателей Ляпунова и энтропии встречает определенные проблемы, обусловленные недостаточной длиной ряда и зашумленностью сигнала ВСР [6].

Некоторые авторы пришли к выводу, что информация, закодированная в изменчивости (R-R) интервалов, не может быть в полной мере оценена с помощью только какой-то одной методики анализа ВСР. Наличие специфических флуктуаций (R-R) интервалов определяет необходимость использования разных математических подходов к его оценке [6; 10].

До недавнего времени разные подходы воспринимались как отдельные феномены, не имевшие общей теоретической базы. Интегральные подходы к оценке сигналов ВСР помогают избежать односторонних взглядов и объединить разные методы в целостную систему представлений о сигнале ВСР как о процессе, содержащем в себе огромные запасы информации о природе такой сложной системы, какой является живой организм [48].

1. Анализ биомедицинских сигналов

1.1. О биомедицинских сигналах

Живые организмы состоят из многих взаимосвязанных систем. Тело человека, к примеру, включает нервную, сердечно-сосудистую и мышечно-скелетную и другие системы [47]. Методы исследования физиологических процессов, используемые в современных приборах клинического мониторинга, должны обеспечивать непрерывность регистрации биологических сигналов при высокой диагностической ценности получаемых показателей. Этим требованиям удовлетворяют ряд методов исследований биомедицинских сигналов, широко используемых в функциональной диагностике. Ниже приведены краткие сведения о некоторых распространенных биомедицинских сигналах [42; 46].

Сигналы электрокардиограммы

Электрокардиография — методика регистрации и исследования электрических полей, образующихся при работе сердца. Результатом электрокардиографии является получение электрокардиограммы, которая является электрическим проявлением сократительной активности сердца.

Сигналы фонокардиограммы

Фонокардиограмма представляет собой запись вибраций и звуковых сигналов, издаваемых при деятельности сердца

и кровеносных сосудов. Фонокардиограмма позволяет оценивать общее состояние сердца и кровеносных сосудов.

Сигналы электроэнцефалограммы

Электроэнцефалография обеспечивает регистрацию электрической активности головного мозга. Ее изменения определяются функциональными изменениями центральной нервной системы, а по данным мощностных и пространственных характеристик ритмов головного мозга можно определить его дисфункции.

Сигналы потенциала действия

Потенциал действия — разновидность биопотенциала, возникающего на мембране электровозбудимых клеток в ответ на раздражение электрическим полем, химическим или другим стимулом. Потенциал действия является физиологической основой нервного импульса.

Сигналы кожно-гальванической реакции

Метод исследования кожно-гальванической реакции объединяет целый ряд показателей: уровень потенциала кожи, реакцию потенциала, спонтанную реакцию потенциала, уровень сопротивления, реакцию сопротивления, спонтанную реакцию сопротивления. Возникновение электрической активности кожи обусловлено, главным образом, активностью потовых желез в коже человека, которые в свою очередь находятся под контролем симпатической нервной системы.

Сигналы реограммы

Реография — метод исследования центральной и периферической гемодинамики, основанной на изучении сопротивления тканей переменному электрическому току. Сигнал реограммы позволяет оценивать пульсирующую составляющую сопротивления тканей, которая возникает вследствие изменения интенсивности кровотока.

Сигналы фотоплетизмограммы

Фотоплетизмография в качестве измеряемой характеристики использует коэффициент светопропускания или светоотражения тканей. Регистрируемая плетизмограмма отражает изменения в объеме конечности или органа, вызванные изменениями количества находящейся в них крови.

Сигналы электромиограммы

Электромиография — это регистрация электрических процессов в мышцах, т. е. запись потенциалов действия мышечных волокон, которые заставляют ее сокращаться. Поверхностная электромиограмма суммарно отражает разряды двигательных единиц, вызывающих сокращение. Помимо этого, миограмма выступает как индикатор мышечного напряжения.

Речевой сигнал

Чаще всего речевой сигнал рассматривается как сигнал для общения. Однако он может использоваться как диагностический, для исследования нарушений звукового и речевого трактов. Звук речи образуется за счет прохождения выдыхаемого воздуха из легких в голосовой тракт.

1.2. Вариабельность сердечного ритма

В настоящей работе предлагается провести исследования сигнала ВСР, который представляет собой временную последовательность (R-R) интервалов ЭКГ, регистрируемую по схеме первого отведения Эйнтховена [1].

ВСР является следствием влияния на систему кровообращения многочисленных регуляторных механизмов (нервных, гормональных, гуморальных). Функциональная система регуляции кровообращения представляет собой многоконтурную,

иерархически организованную систему, в которой доминирующая роль отдельных звеньев определяется текущими потребностями организма. Двухконтурная модель регуляции сердечного ритма основывается на кибернетическом подходе, при котором система регуляции синусового узла может быть представлена в виде двух взаимосвязанных уровней (контуров): центрального и автономного с прямой и обратной связью (рис. 1). При этом воздействие автономного уровня идентифицируется с дыхательной, а центрального — с недыхательной аритмией [10].

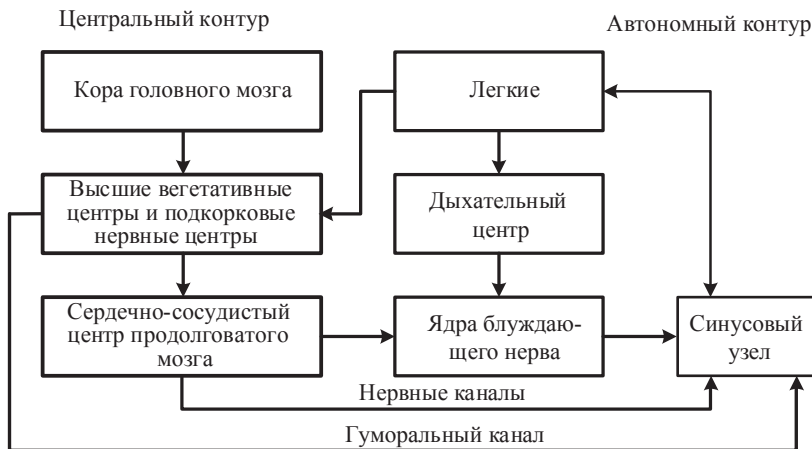


Рис. 1. Двухконтурная модель регуляции сердечного ритма

1.2.1. Физиологическая природа сигнала ЭКГ

Основными информационными характеристиками сигнала ЭКГ являются зубец *P*, комплекс *QRS* и зубец *T*, которые вызваны деполяризацией предсердий, деполяризацией желудочков и реполяризацией желудочков соответственно [33]. На рис. 2 представлен стандартный вид сегмента ЭКГ.

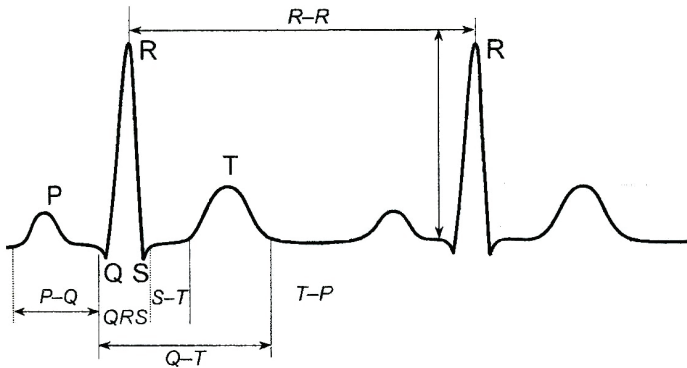


Рис. 2. Стандартный вид сегмента ЭКГ [33]

Промежуток времени от начала зубца P до начала комплекса QRS называется интервалом PQ и указывает на время, необходимое для прохождения потенциала действия через предсердия и AV узел. В течение последнего участка интервала PQ электрическое напряжение на поверхности тела не регистрируется. Сразу после того, как сердечный импульс выходит из AV узла и поступает в систему волокон Пуркинье с высокой скоростью проведения, все клетки желудочковой мускулатуры деполяризуются на протяжении очень короткого времени, что приводит к появлению комплекса QRS . Зубец R — это самая крупная отметка на электрокардиограмме, так как мышечные клетки желудочков очень многочисленны и деполяризуются почти одновременно.

За комплексом QRS следует сегмент ST . В норме во время регистрации сегмента ST на поверхности тела не возникает никаких потенциалов, поскольку в это время ни в каких клетках сердца не происходит быстрых изменений мембранных потенциалов. Клетки предсердий уже вернулись в фазу покоя, а клетки желудочков находятся в фазе плато потенциала действия. Когда клетки желудочков начинают реполяризоваться, еще раз появляется напряжение на поверхности тела и на электрокардиограмме фиксируется зубец T . Зубец T шире и не такой

высокий, как зубец R , так как реполяризация желудочков менее синхронизирована, чем деполяризация. К моменту завершения зубца T все клетки сердца находятся в состоянии покоя.

1.2.2. Формирование сигнала ВСР

Вариабельность сердечного ритма — это временной ряд (R-R) интервалов на интервале наблюдения. Наибольший разброс (R-R) интервалов свидетельствует о влиянии блуждающих нервов и дыхания и известен как дыхательная синусовая аритмия. По выраженности высокочастотных дыхательных колебаний ритма сердца оценивают состояние вагальных механизмов регуляции. На рис. 3 представлена ритмограмма сигнала ВСР.

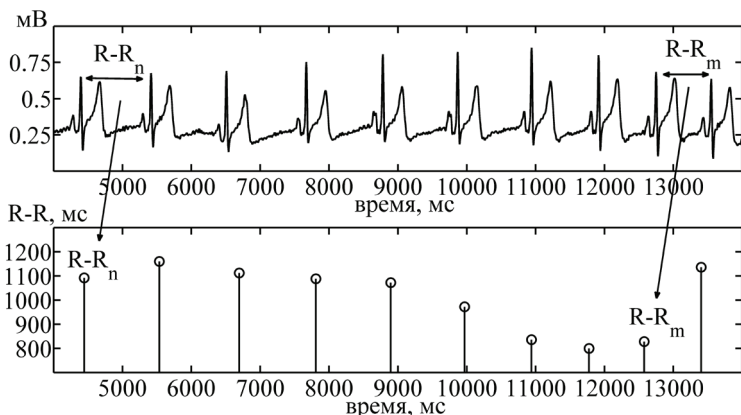


Рис. 3. Ритмограмма сигнала ВСР

Более медленные или низкочастотные колебания длительности (R-R) интервалов обозначаются как недыхательная синусовая аритмия и связаны с симпатическими сегментарными и надсегментарными отделами ВНС, а также гуморальными влияниями на водитель ритма сердца.

1.3. Применение функционально-нагрузочных проб

Функциональное тестирование является важной частью исследований ВСР [7]. Основной целью при этом является оценка функциональных резервов механизмов вегетативной регуляции. В зависимости от вида функциональной нагрузки могут тестироваться различные звенья системы управления физиологическими функциями. Чувствительность и реактивность ВНС, ее симпатического и парасимпатического отделов при воздействии того или иного тестирующего фактора могут служить диагностическими и прогностическими критериями.

Необходимо отметить следующие разновидности функциональных состояний, используемых при анализе ВСР:

- состояние функционального покоя (Ф) — исходная фоновая запись должна проводиться в течение 5 мин;
- состояние при функционально-нагрузочной пробе (Н) — переходный процесс во время исследования, продолжительность которого определяется видом пробы;
- состояние после окончания функционально-нагрузочной пробы (П) — последствие записывается в течение 5 мин.

В табл. 1 представлен перечень функциональных проб, наиболее часто применяемых при исследовании ВСР [7].

Таблица 1

Перечень функциональных проб, применяемых при исследовании ВСР

Применяемые факторы	Основной механизм	Назначение пробы
Физические нагрузки: <ul style="list-style-type: none"> • динамические • статические • комбинированные 	Повышение потребления кислорода миокардом и организмом в целом	Контроль состояния добровольца-испытуемого в динамике
Психоэмоциональные пробы: <ul style="list-style-type: none"> • счет в уме • запоминание чисел • компьютерные задания 	Повышение потребления кислорода миокардом	Выявление функциональных нарушений сердечно-сосудистой системы, связанных с эмоциональным стрессом

Окончание табл. 1

Применяемые факторы	Основной механизм	Назначение пробы
<i>Моделирование уменьшения венозного возврата крови к сердцу:</i> ортостатическая проба: <ul style="list-style-type: none"> • активная • пассивная 	Происходит увеличение гидростатического компонента давления крови в сосудах нижней половины тела и уменьшается в сосудах верхней половины тела по сравнению с горизонтальным положением	Уточнение состояния гемодинамики организма и насосной функции сердца
Воздействие на внешнее дыхание: <ul style="list-style-type: none"> • проба Вальсальвы • гипервентиляционная проба 	Провоцирование гипоксии	Выявление вазоспастического компонента стенокардии

Представленный выше перечень функциональных проб является неполным. Каждая из указанных проб проводится по своей специальной методике. В зависимости от вида применяемой пробы длительность записи сердечного ритма может колебаться от нескольких минут до нескольких часов.

1.4. Методы анализа биомедицинских сигналов

Математические методы анализа биомедицинских сигналов разделяют на следующие группы [10]:

- статистические;
- вариационные;
- спектральные;
- корреляционные;
- нелинейной динамики.

Статистические методы применяются для непосредственной прямой количественной оценки ВР сигналов ВСП. Вариационные методы изучают закон распределения (R-R) интерва-

лов как случайных величин. Корреляционные методы изучают внутреннюю структуру ВР путем анализа последовательных пар (R-R) интервалов.

Спектральный анализ применяется для точной количественной оценки периодических процессов в сердечном ритме. Физиологический смысл спектрального анализа состоит в том, что с его помощью оценивается активность отдельных уровней управления ритмом сердца. Спектральный метод позволяет качественно и количественно оценить соотношения частотных компонент сигнала.

Несмотря на все имеющиеся достоинства методов спектрального анализа для получения количественных соотношений между частотными компонентами изучаемых ВР, эти методы не позволяют качественно охарактеризовать динамику нелинейных процессов, формируемых сложными системами. Сигнал ВСР зависит от многих параметров: даже в состоянии функционального покоя характеристики флуктуаций соответствуют состоянию динамического хаоса [5]. Это позволяет использовать для исследования ВСР методы, применяемые в теории хаотических систем.

1.5. Методы нелинейной динамики

В конце XX века, основываясь на идеях нобелевского лауреата И. Пригожина, М. Шальдах предложил рассматривать сердце как открытую нелинейную неравновесную систему [50].

Наличие существенных нелинейностей в системе регуляции сердца определяет хаотическую природу сердечного ритма, когда каждый последующий (R-R) интервал отличается от других и является уникальным и неповторимым [3]. Причины возникновения хаотических электрокардиосигналов связаны с хаотичностью процессов, протекающих в сердце.

В общем случае сигнал ВСР является случайным и нестационарным, имеющим как периодические, так и хаотические составляющие. ВНС можно рассматривать как сложную динамическую систему с самоорганизацией иерархии достаточно автономных подсистем, в которой исходящие от верхнего уровня сигналы управления не имеют характера жестких команд, подчиняющих себе активность всех индивидуальных элементов более низких уровней. Поэтому для оценки информационных характеристик внутренней организации ВСР целесообразно использовать методы нелинейной динамики и синергетики систем с хаотическим поведением [27].

Извлечение информации о фрактальных свойствах систем на основании только лишь одномерного ряда стало возможным благодаря теореме Такенса [44] и его методу восстановления аттрактора в псевдофазовом пространстве. Применение различных методов нелинейной динамики позволяет оценить характеристики процессов для понимания принципов самоорганизации:

- размерности Реньи — оценки самоподобия аттрактора фазовой траектории, характеризующие соответственно структурную неоднородность, информационную сложность и динамическую неоднородность исследуемого сигнала;
- показатели Ляпунова — характеристики хаотических пульсаций исследуемого сигнала как степени экспоненциального разбегания двух изначально близких траекторий;
- энтропия Колмогорова — показатель скорости потери информации о процессах, протекающих в биомедицинском сигнале с течением времени;
- показатель Херста — степень долговременной устойчивости процессов, протекающих в биомедицинском сигнале.

1.6. Многомасштабные оценки

Среди многообразия применяемых методов нелинейной динамики при анализе биомедицинских сигналов особый интерес представляют методы получения оценки их масштабной инвариантности. Введение для характеристики ВСП дополнительных нелинейных показателей дает возможность новой оценки качественных и количественных свойств ВСП и расширяет возможность клинической интерпретации [48].

Монофрактальный процесс является однородным в том смысле, что он имеет одни и те же масштабные свойства, которые как локально, так и глобально можно характеризовать единственным масштабным показателем, например показателем Херста или корреляционным показателем детрендового флуктуационного анализа [55]. В противоположность этому, мультифрактальный сигнал «распадается» на большое количество однородных фрактальных подмножеств, сингулярные свойства которых можно характеризовать целым спектром локальных экспонент Хелдера.

Поскольку подмножества с одним и тем же значением локальных экспонент Хелдера являются фракталами, совокупность соответствующих им фрактальных размерностей статистически характеризуется спектром сингулярностей мультифрактала. Таким образом, в отличие от монофрактального сигнала для полной характеристики мультифрактального процесса требуется множество различных локальных экспонент. Мультифрактальный подход позволяет описывать широкий класс структурно более сложных сигналов по сравнению с теми, которые полностью характеризуются единственной фрактальной размерностью [37].

Мультифрактальный подход позволяет получать нелинейные характеристики сигналов в определенных частотных областях, физиологический смысл которых для сигналов ВСП был опре-

делен «классическими» спектральными методами. Этот подход рассматривает интегральные и безразмерные оценки особенностей самоорганизации и корреляции между отдельными компонентами одного ВР [30]. По сравнению с классическими методами мультифрактальный подход позволяет получать новые оценки, дающие представление о внутренних нелинейных динамических процессах в исследуемых сигналах.

2. Программа проведения исследований и импортирование результатов в MATLAB

2.1. Цели и задачи

Цель работы — обучение студентов некоторым возможностям обработки и оценки биомедицинских сигналов в среде MATLAB. Полученные в ходе данной работы знания и умения могут быть использованы для исследования не только биомедицинских сигналов, но и сигналов другой физической природы из разных областей науки и техники.

Задачи:

1. Провести исследования ВСП с гипервентиляционной функционально-нагрузочной пробой.
2. Выполнить обработку данных.
3. Сформировать многофакторный образ функционального состояния ВНС.
4. Исследовать нелинейные характеристики ВР сигнала ВСП.
5. Оценить результаты исследования.
6. Сделать выводы.

2.2. Домашнее задание

Перед проведением практических занятий студент должен:

- 1) ознакомиться с теоретической частью методического руководства и методами исследования ВСР;
- 2) ознакомиться с руководством по эксплуатации комплекса «Реакор» в части обеспечения регистрации и обработки ЭКГ по первому отведению.

2.3. Лабораторная установка

В состав лабораторной установки для исследования информационных характеристик ВСР при выполнении гипервентиляционной нагрузки системы входят:

- 1) комплекс реабилитационный психологический для тренинга «Реакор» в исполнении БОС;
- 2) профессиональный тонометр НЕМ-907.

Рабочее место должно быть обеспечено токопроводящим гелем и влажными спиртосодержащими салфетками [18].

Функциональные методы диагностики физиологического состояния человека представляют собой особый класс методических приемов и показателей, по которым можно надежно и объективно судить о текущем функциональном состоянии организма и его изменениях [16; 19].

При проведении исследований для регистрации ВСР применяется реабилитационный психологический комплекс для тренинга «Реакор» в исполнении БОС (рис. 4).

На рис. 4 представлены:

- блок пациента;
- персональный компьютер;
- пакет программ БОС-тренинга.

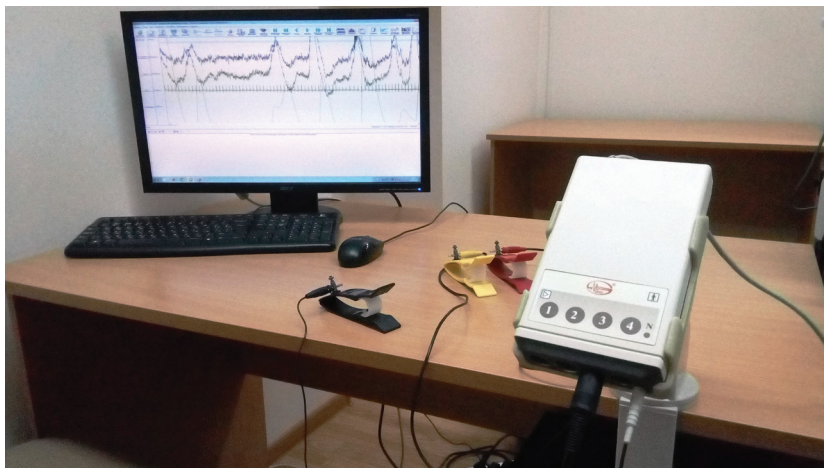


Рис. 4. Общий вид комплекса «Реакор» [36]

Комплекс «Реакор» позволяет регистрировать одновременно до 4 сигналов, отражающих различные физиологические процессы [36]:

- электроэнцефалограмма;
- реограмма;
- электрокардиограмма;
- электромиограмма;
- кожно-гальваническая реакция;
- рекурсия дыхания;
- фотоплетизмограмма;
- кожный потенциал.

В настоящей работе рассматривается временной ряд ВСП, получаемый из сигнала ЭКГ.

2.4. Программа проведения исследований

Исследование ВСР проводится при трех функциональных состояниях студента:

- 1) функциональный покой (Ф);
- 2) гипервентиляционная нагрузочная проба (Н);
- 3) последствие (П).

Порядок проведения исследования (иллюстрации некоторых этапов представлены в прил. 1):

1. Подготовьте лабораторную установку для проведения исследований (проветрите помещение, протрите клипс-электроды спиртосодержащими салфетками).
2. Студент должен сесть на стул и занять удобную позу.
3. Нанесите токопроводящий гель на клипс-электроды и установите их в соответствии с руководством по эксплуатации комплекса «Реакор» при исследовании ВСР.
4. Измерьте артериальное давление студента тонометром (результат занесите в отчет).
5. В последующие 5–10 минут студент должен адаптироваться к окружающим условиям.
6. Включите программу анализа комплекса «Реакор». Откроется окно Картотека.
7. Создайте новое исследование согласно рис. П.1.2. Для этого в строке меню нажмите последовательно на опции Исследование, Создать и Исследование. Откроется окно Создание исследования.
8. Создайте учетную запись нового студента. Для этого нажмите на кнопку Изменить рядом с полем Пациент. В открывшемся окне Выберите пациента (БОС) нажмите на кнопку Добавить. Далее, в окне Создание карточки пациента заполните поля Фамилия, Имя, Отчество, Дата рождения (рис. П. 1.1). Нажмите ОК в окнах Создание карточки пациента, Выберите пациента (БОС), Создание исследования.

9. Нанесите токопроводящий гель на металлические поверхности клипс-электродов. Установите клипс-электроды на запястья рук по схеме первого отведения [10]:

- левая рука — балансный клипс-электрод (+) и нулевой клипс-электрод;
- правая рука — балансный клипс-электрод (—).

На рис. 5 приведен пример правильной установки клипс-электродов при регистрации сигнала ВСП.

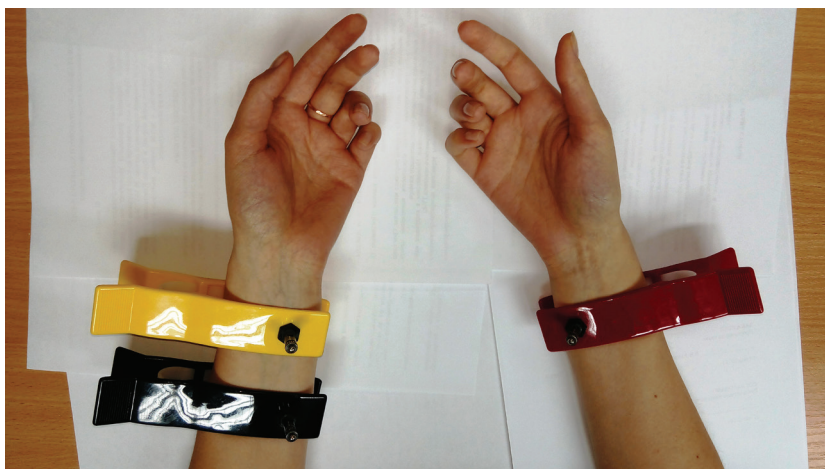


Рис. 5. Правильная установка клипс-электродов для регистрации сигнала ВСП

10. Выполните визуальную проверку регистрируемого сигнала. Для этого в окне регистрации сигнала убедитесь, что регистрируемый сигнал похож на сигнал, приведенный на рис. 2.
11. Проведите регистрацию ЭКГ в функциональных состояниях Ф, Н, и П. Для этого нажмите кнопку Запись: должна появиться красная линия в верхней части окна регистрации.

- По окончании функционального состояния П для прекращения записи сигнала ЭКГ нажмите на кнопку Запись.
12. Сохраните исследование. Для этого закройте программу комплекса «Реакор», нажав кнопку Закрыть. Сохранение в базу данных происходит автоматически.
 13. Снимите клипс-электроды со студента. Протрите их спиртосодержащими салфетками, а также запястья рук в местах установки.
 14. Измерьте артериальное давление студента тонометром (результат занесите в отчет).
 15. При возникновении ситуаций, не описанных в п. 1–14 настоящей программы, проконсультируйтесь с преподавателем, ведущим практическое занятие.

Исследования в условиях функционального покоя

К исследованию ВСР приступают не ранее чем через 1,5–2 часа после еды, в тихой комнате, в которой поддерживается постоянная температура в пределах 18–25 °С. Перед началом исследования студент в течение 5–10 минут должен адаптироваться к окружающим условиям [7].

До и во время исследования необходимо устранить помехи, приводящие к эмоциональному возбуждению студента, исключить разговоры с ним, исключить телефонные звонки, появление в помещении, где проводится исследование, посторонних лиц.

При исследовании в условиях функционального покоя студент должен дышать спокойно, по возможности не делать глубоких вдохов, не кашлять, не сглатывать слюну.

Исследования при гипервентиляционной пробе

Гипервентиляционная проба — метод изучения влияния внешнего дыхания на ВНС, основанный на произвольном усилении и учащении дыхательных движений, приводящих к максимальной вентиляции легких [7]. Во время гипервентиляции

онной пробы происходит ряд изменений в организме, главным образом, вследствие увеличения содержания кислорода и снижения углекислого газа в крови. Интенсивное дыхание превышает потребности организма в кислороде [48].

Гипервентиляционная проба выполняется в течение 3 минут. Во время этой пробы производятся глубокие и интенсивные дыхательные движения с частотой 10–15 вдохов и выдохов в минуту.

2.5. Импортирование данных в среду MATLAB

Для импортирования записанных при регистрации ЭКГ сигналов в среду MATLAB запустите комплекс «Реакор». Далее в окне Картотека выберите необходимое исследование двойным нажатием левой кнопки мыши.

В открывшемся окне нажмите на кнопку Список этапов. В окне Операции над фрагментами выберите необходимые этапы исследования, поставив галочку напротив этапа. Далее нажмите на кнопку Сохранить вторичные параметры в файл в кодировке ASCII (рис. П. 1.3).

При проведении обработки сигналов исходные данные ВСП представляют собой *.txt файл, содержащий сопутствующую информацию об исследовании и два столбца данных в миллисекундах: время регистрации текущего (R-R) интервала и длительность текущего (R-R) интервала.

Примечание. Краткий перечень используемых функций среды MATLAB представлен в прил. 2.

Для считывания данных следует воспользоваться алгоритмом, описанным в прил. 3.

Примечание. Переменная *filename* содержит полный путь к файлу, имя и формат. Пример: *filename='D://исследование ВСП//Иванов.txt'*;

Выходная переменная *TRR* алгоритма в прил. 3 содержит три ячейки, каждая из которых соответствует сигналу в одном из функциональных состояний (Ф, Н, П).

Для обращения к конкретному функциональному состоянию следует прописать:

$$X = TRR\{n, I\};$$

где n — порядковый номер измерения (Ф—1; Н—2; П—3).

Примечание. При записи исследуемого сигнала в файле *.txt может отсутствовать разбиение на функциональные состояния. Для того чтобы сделать это разбиение, выполните команды из прил. 3 после строки «% разбиение сигнала на этапы».

Точные значения переменных $T1$ и $T2$, которые являются временными границами этапов, уточняйте у преподавателя, ведущего практическое занятие.

Для вывода изображения сигнала используйте команду *figure; plot (X (:, 1), X (:, 2))*

2.6. Очищение сигнала от артефактов

В ходе записи сигналов ЭКГ могут возникнуть артефакты, связанные с механическими движениями тела во время съема, помехами в сети и наводками электромагнитного поля. Артефакты сигналов ВСР могут появиться в ходе применения алгоритмов нахождения зубцов R.

В настоящей работе под артефактами подразумеваются отклонения значений длительности (R-R) интервалов, которые не входят в диапазон ± 3 СКО от среднего значения M (определения параметров СКО и M , а также других статистических параметров ВСР приведены в практическом задании 1). Алгоритм очищения сигнала ВСР от артефактов представлен в прил. 4. Здесь и далее временной ряд *NN* («normal to normal») означает ряд (R-R) интервалов без артефактов.

2.7. Интерполяция исходного сигнала

Перед исследованием спектральных и нелинейных характеристик сигнала ВСР необходимо провести его интерполяцию, т. е. спроектировать на равномерную временную сетку с помощью команды

$signal(:,2)=interp1(NN(:,1), NN(:,2), signal(:,1), method);$

где $NN(:,1)$ — столбец времени регистрации текущего (R-R) интервала с неравномерной сеткой; $NN(:,2)$ — значения длительности текущего (R-R) интервала в соответствующих точках неравномерной сетки; $signal(:,1)$ — столбец времени с равномерной сеткой. Этот столбец создается следующим образом:

$T1=NN(1,1); T2=NN(end,1); signal(:,1)=(T1:delta:T2);$

здесь $delta$ — шаг равномерной сетки. В настоящей работе используется шаг, равный 100 мс.

В среде MATLAB существует несколько типов интерполяции [52]:

- *linear* — линейная интерполяция;
- *nearest* — интерполяция методом ближайшего соседа;
- *next* — интерполяция методом следующего соседа;
- *previous* — интерполяция методом предыдущего соседа;
- *pchip* — кубическая интерполяция;
- *spline* — интерполяция с применением кубических сплайнов.

Согласно [10] при анализе сигналов ВСР рекомендуется использовать сплайновую кубическую интерполяцию.

Полный алгоритм получения интерполированного сигнала выглядит следующим образом:

$T1=NN(1,1); T2=NN(end,1); signal(:,1)=(T1:100:T2);$

$signal(:,2)=interp1(NN(:,1), NN(:,2), signal(:,1), 'spline');$

Пример выполнения интерполяции сигнала ВСР показан на рис. 6: здесь в левой колонке приведен фрагмент исходного сигнала ВСР с неравномерным временным шагом, в правой —

результат интерполяции первых трех отсчетов исходного сигнала ВСП на равномерную сетку с шагом 100 мс.

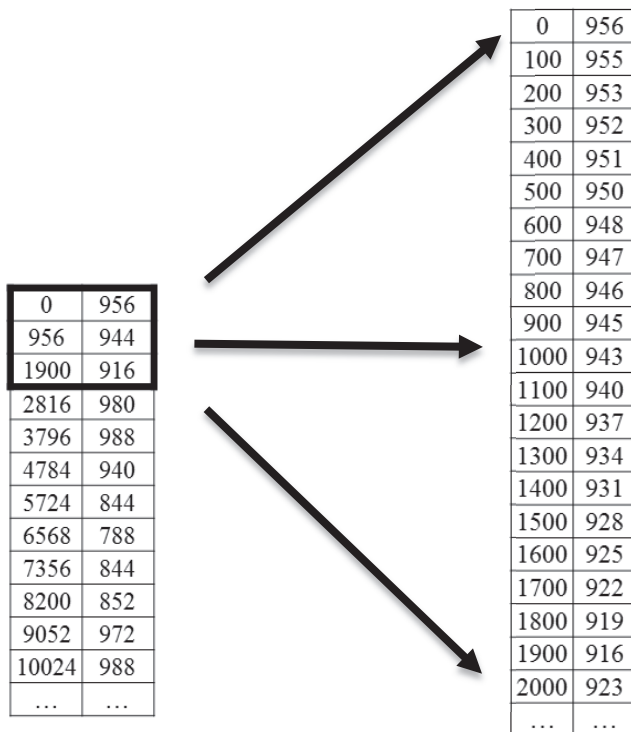


Рис. 6. Пример интерполяции сигнала ВСП

Практическое задание 1

Обработка сигнала ВСР статистическими методами

1. Краткие теоретические сведения

Статистические методы применяются для непосредственной прямой количественной оценки ВР сигналов ВСР. Статистические характеристики ВР (R-R) интервалов включают следующие показатели [8; 25]:

- M — среднее значение (R-R) интервалов, которое обратно пропорционально частоте сердечных сокращений (ЧСС):

$$M = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N NN_i,$$

где N — количество элементов временного ряда NN ; NN_i — i -й отсчет этого ряда;

- $SDNN$ — стандартное отклонение или среднеквадратическое отклонение (СКО) (R-R) интервалов на интервале наблюдения:

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (NN_i - M)^2};$$

- $RMSSD$ — квадратный корень из средней суммы квадратов разности величин последовательных отсчетов временного ряда NN :

$$RMSSD = \left[\frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N-1} (NN_{i+1} - NN_n)^2 \right]^{0,5};$$

- $NN50$ — количество пар последовательных отсчетов временного ряда NN на интервале наблюдения, различающихся более чем на 50 мс;

- $PNN50$ (%) — отношение оценки $NN50$ к общему количеству пар последовательных отсчетов временного ряда NN ;
- CV — коэффициент вариации, отношение СКО к среднему значению, выраженное в процентах:

$$CV = \frac{SDNN}{M} \cdot 100\%.$$

Ниже представлены значения статистических характеристик ВСП в норме [9]:

$ЧСС$, уд/мин	55–80
$SDNN$, мс.....	40–80
$RMSSD$, мс	20–50
CV , %	3–12

2. Методические рекомендации

Для получения некоторых статистических характеристик достаточно знать одну соответствующую команду, например:

- $M = \text{mean}(X(:, 2));$
- $SDNN = \text{std}(NN(:, 2));$

Для получения остальных оценок необходимо использовать комбинации функций. Так, для получения величины $RMSSD$ необходимо прописать:

$RMSSD = (\text{sum}((NN(1: \text{end}-1, 2) - NN(2: \text{end}, 2)).^2) / \text{length}(NN))^{0.5};$

Величина $NN50$ рассчитывается с применением цикла *for*:

$NN50 = 0;$

for $i = 1: \text{length}(NN) - 1$

if $(NN(i, 2) - NN(i + 1, 2)) > 50$

$NN50 = NN50 + 1;$

end

end

Наконец, $PNN50$ вычисляется путем простого деления:

$PNN50 = NN50 / (\text{length}(NN) - 1) \cdot 100;$

Порядок выполнения задания:

- запустите среду MATLAB и создайте новый скрипт;
- произведите импорт данных согласно подглаве 2.5;
- произведите очищение сигнала от артефактов в соответствии с прил. 4;
- заполните форму данными, полученными при проведении исследований в этом практическом задании;

Результаты статистического анализа ВСР

ФС	M , мс	ЧСС, уд/мин	$SDNN$, мс	CV , %	$RMSSD$, мс	$pNN50$, %
Ф						
Н						
П						

- сохраните изображения импортированного сигнала, как указано в п. 3 прил. 2 (см. с. 89);
- сравните полученные результаты со значениями, приведенными на с. 33;
- результаты исследований внесите в отчет.

Практическое задание 2 Обработка сигнала ВСП вариационными методами

1. Краткие теоретические сведения

Вариационная пульсометрия предназначена для изучения закона распределения (R-R) интервалов как случайных величин. Для этого строятся гистограммы распределения (R-R) интервалов в координатах: количество (R-R) интервалов K — длительность (R-R) интервалов τ [11; 32]. Из всего многообразия гистограмм распределения ВСП наиболее типичными являются [12]:

- нормальная гистограмма (рис. 7, *a*), близкая по виду к кривым Гаусса, типична для здоровых людей в состоянии покоя;
- асимметричная (рис. 7, *б*) — указывает на нарушение стационарности процесса, наблюдается при переходных состояниях;

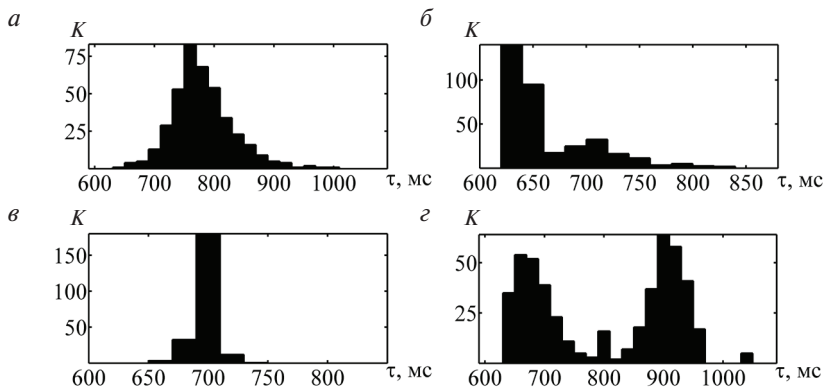


Рис. 7. Типы гистограмм распределения:

a — нормальная; *б* — асимметричная; *в* — эксцессивная; *г* — полимодальная

- эксцессивная (рис. 7, в) — характеризуется очень узким основанием и заостренной вершиной, регистрируется при выраженном стрессе, патологических состояниях;
- полимодальная (рис. 7, г) — обусловлена наличием несинусового ритма (мерцательная аритмия, экстрасистолия), а также множественными артефактами при регистрации ВСП.

Основные характеристики вариационной пульсограммы — мода M_0 , амплитуда моды AM_0 , вариационный размах VR .

Мода M_0 — это наиболее часто встречающееся в исследуемом ВР значение (R-R) интервала. В физиологическом смысле — это наиболее вероятное значение кардиоритма. При нормальном распределении ряда M_0 мало отличается от математического ожидания M .

Амплитуда моды AM_0 — это число (R-R) интервалов, соответствующих значению моды, в процентах к объему выборки ВР. Этот показатель отражает стабилизирующий эффект централизации управления ритмом сердца, который обусловлен в основном степенью активации симпатического отдела ВНС.

Вариационный размах (VR) отражает степень вариативности значений (R-R) интервалов в исследуемом ВР. Он вычисляется по разности максимального $(R-R)_{\max}$ и минимального $(R-R)_{\min}$ значений (R-R) интервалов и поэтому при аритмиях или артефактах может быть искажен. При вычислении VR следует отбрасывать крайние значения (R-R) интервалов, если они составляют менее 3 % от общего объема анализируемой выборки. В физиологическом смысле VR отражает активность парасимпатического отдела ВНС [4].

По данным вариационной пульсометрии вычисляются вторичные показатели:

- индекс напряжения регуляторных систем

$$\text{ИН} = \frac{AM_0}{2M_0 \cdot VR}$$

отражает степень централизации управления ритмом сердца и характеризует в основном активность симпатического отдела ВНС;

- индекс вегетативного равновесия

$$\text{ИВР} = \frac{AM_0}{VR}$$

зависит от соотношения между активностью симпатического и парасимпатического отделов ВНС;

- вегетативный показатель ритма

$$\text{ВПР} = \frac{1}{M_0 \cdot VR}$$

позволяет судить о парасимпатических сдвигах вегетативного баланса: чем меньше величина ВПР, тем больше вегетативный баланс смещен в сторону парасимпатической активности;

- показатель адекватности процессов регуляции

$$\text{ПАПР} = \frac{AM_0}{M_0}$$

отражает соответствие изменений функции автоматизма синусового узла в ответ на изменение симпатических регуляторных влияний на сердце [10; 19].

Ниже представлены характеристики вариационной пульсометрии в норме [9]:

M_0 , мс	700–1100
AM_0 , %	30–50
VR , мс	150–300
ИН, у. е.	80–150
ИВР, у. е.	100–350
ВПР, у. е.	3–10
ПАПР, у. е.	25–50

2. Методические рекомендации

Первым шагом в построении гистограмм является вычисление временного интервала Δ между максимальным $(R-R)_{\text{макс}}$ и минимальным $(R-R)_{\text{мин}}$ значениями $(R-R)$ интервалов. Далее определяем количество 50-миллисекундных интервалов n , укладывающихся в интервале Δ . Построение гистограмм производят в новом графическом окне. Для этого в командной строке введите:

```
figure; n=round ((max (NN (:,2))-min (NN (:,2)))/50);  
hist (X (:,2), n);
```

Для нахождения моды M_0 , амплитуды моды AM_0 и вариационного размаха VR примените следующие алгоритмы:

```
[am, m]=hist (NN (:,2), n);  
am= 100*am/sum (am);  
[AM0, Nmax]=max (am);  
M0=m (Nmax);  
Y=m (am>3);  
VR=Y (end)-Y (1);
```

Примечание. При расчете ИН, ИВР, ВПР, ПАПР значения моды M_0 и вариационного размаха VR следует подставлять в секундах.

Порядок выполнения задания:

- запустите среду MATLAB и создайте новый скрипт;
- произведите импорт данных согласно подглаве 2.5;
- произведите очищение сигнала от артефактов в соответствии с прил. 4;
- заполните форму данными, полученными при проведении исследований в этом практическом задании;

Результаты пульсометрического анализа сигнала ВСР

ФС	Тип распределения	M_0 , мс	VR , мс	AM_0 , %	ИН	ИВР	ВПР	ПАПР
Ф								
Н								
П								

- сохраните изображения гистограммы распределения, как указано в п. 3 прил. 2;
- сравните полученные результаты со значениями, приведенными на с. 37;
- результаты исследований внесите в отчет.

Практическое занятие 3

Оценка спектральных характеристик ВСР (фурье анализ)

1. Краткие теоретические сведения

Спектральный анализ применяется для количественной оценки частотно-временных изменений колебательных процессов в сигнале ВСР. Применение спектрального анализа позволяет наглядно представить соотношения разных компонентов сердечного ритма, отражающих активность определенных звеньев регуляторных механизмов, участвующих в его организации.

При спектральном анализе сигналов ВСР выделяют следующие спектральные компоненты: высокочастотная (High Frequency — *HF*), низкочастотная (Low Frequency — *LF*), очень низкочастотная (Very Low Frequency — *VL**F*) и ультранизкочастотные (Ultra Low Frequency — *UL**F*).

Согласно российским и западным стандартам исследования спектральных характеристик ВСР проводят в следующих диапазонах частот [10; 60]:

- диапазон *HF* — от 0,4–0,15 Гц (2,5–6,5 с);
- диапазон *LF* — от 0,15–0,04 Гц (6,5–25 с);
- диапазон *VL**F* — от 0,04–0,003 до Гц (25–333 с);
- диапазон *UL**F* — частоты ниже 0,003 Гц.

При анализе кратковременных 5-минутных записей диапазон *UL**F* не анализируется.

Активность парасимпатического звена вегетативной нервной системы и активность автономного контура регуляции характеризуются мощностью высокочастотной составляющей спектра *HF*.

Мощность низкочастотной составляющей спектра *LF*, по мнению Р. М. Баевского, характеризует преимущественно состояние симпатического центра регуляции сосудистого тонуса.

Мощность очень низкочастотной составляющей спектра *VLFF* обусловлена влиянием на ритм сердца надсегментарного уровня регуляции, поскольку амплитуда этих волн тесно связана с психоэмоциональным напряжением и функциональным состоянием коры головного мозга [48].

Дискретное преобразование Фурье

При спектральном анализе ВСП применяют прямое дискретное преобразование Фурье в частотный спектр дискретного сигнала $x(k \cdot \Delta t)$ [23]:

$$X(l \cdot \Delta \omega) = \sum_{k=0}^{N-1} x(k \cdot \Delta t) e^{-j \cdot l \cdot \Delta \omega \cdot k \cdot \Delta t} \Delta t,$$

где N — количество отсчетов сигнала $x(k \cdot \Delta t)$; $k = l = 0, 1, \dots; (N - 1)$ — номер отсчета; Δt — интервал времени между отсчетами; $T = (N - 1)\Delta t$ — временной интервал анализируемого сигнала; $\Delta \omega = \frac{2\pi}{T}$ — шаг спектра в частотной области.

Для преобразования частотного спектра $X(l \cdot \Delta \omega)$ в дискретный сигнал $x(k \cdot \Delta t)$ используют обратное преобразование Фурье:

$$x(k \cdot \Delta t) = \frac{1}{2\pi} \sum_{l=0}^{N-1} X(l \cdot \Delta \omega) e^{j \cdot l \cdot \Delta \omega \cdot k \cdot \Delta t} \Delta \omega.$$

Под спектральной мощностью понимается следующее выражение [10]:

$$P_l = \frac{|X(l \cdot \Delta \omega)|^2}{N}.$$

Далее вычисляют:

- абсолютную спектральную мощность в каждом частотном диапазоне *HF*, *LF* и *VLFF*:

$$HF = \sum_{l=L_{HF}}^{L_{HF}} P_l;$$

$$LF = \sum_{l=L_{LFi}}^{L_{LFf}} P_l; \quad (1)$$

$$VLF = \sum_{l=L_{VLFi}}^{L_{VLFf}} P_l;$$

где L_{HFf} , L_{HFi} , L_{LFf} , L_{LFi} , L_{VLFf} , L_{VLFi} — номера граничных отсчетов спектральной мощности P_l в каждом частотном диапазоне HF , LF и VLF ;

- суммарную мощность спектра (Total Power — TP), которая определяется как сумма мощностей в диапазонах HF , LF и VLF ;
- нормированное значение мощности в каждом частотном диапазоне в процентах от суммарной мощности спектра TP — HF_n , LF_n и VLF_n ;
- индекс вегетативного баланса — $\frac{LF}{HF}$;
- индекс централизации

$$\text{ИЦ} = \frac{HF + LF}{VLF}; \quad (2)$$

- индекс активации подкорковых нервных центров

$$\text{ИАП} = \frac{LF}{VLF}.$$

Ниже приведены значения интенсивностей нормированных значений спектральных составляющих ВСР в норме [9], %:

HF_n	10–30
LF_n	15–45
VLF_n	20–60

2. Методические рекомендации

Алгоритм применения преобразования Фурье для оценки спектральных мощностей сигнала ВСР представлен в прил. 5.

Примечание. Для проведения спектрального анализа необходимо избавиться от постоянной составляющей (линейного тренда). Для этого в MATLAB используется функция *detrend*. Алгоритм быстрого фурье-преобразования вызывается командой *fft*.

Порядок выполнения задания:

- запустите среду MATLAB и создайте новый скрипт;
- произведите импорт данных согласно подглаве 2.5;
- произведите очищение сигнала от артефактов в соответствии с прил. 4;
- заполните форму данными, полученными при проведении исследований в этом практическом задании;

Результаты фурье-анализа сигнала ВСР

ФС	HF_2 мс ²	LF_2 мс ²	VLF_2 мс ²	TP_2 мс ²	HF_n , %	LF_n , %	VLF_n , %	LF/HF	ИЦ	ИАП
Ф										
Н										
П										

- сохраните полученные в результате исследований изображения, как указано в п. 3 прил. 2;
- сравните полученные результаты со значениями, приведенными на с. 42;
- результаты исследований внесите в отчет.

Практическое задание 4

Оценка спектральных характеристик ВСП (вейвлет-анализ)

1. Краткие теоретические сведения

Для анализа нестационарных сигналов применяется вейвлет-преобразование, которое позволяет выявлять частотно-временные неоднородности исследуемых процессов как стационарных, так и нестационарных [2].

Уравнение для непрерывного интегрального вейвлет-преобразования анализируемого сигнала $s(t)$ имеет следующий вид [20]:

$$W(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int s(t) \cdot \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt,$$

где a — масштабирующий параметр; b — параметр сдвига; ψ — анализирующий базисный вейвлет; $s(t)$ — исходный сигнал.

В среде MATLAB связь масштабирующего параметра a с частотой [43] выражается формулой

$$a = \frac{f_c}{\text{delta} \cdot f},$$

где f_c — центральная частота вейвлета, вызываемая функцией *centfrq*; *delta* — время дискретизации исследуемого сигнала; f — анализируемая частота.

Результаты оценок применения вейвлет-преобразования для конкретного вида изучаемого сигнала могут зависеть от выбора базисной функции. Для оценок спектральных характеристик ВСП рекомендуется использовать следующие базисные вейвлеты [2]:

- Гаусса (gausN, где $N = \{5, 7, 8\}$);
- Добеши (dbN, где $N = \{5, 7, 8, 9, 10\}$);
- симлеты (symN, где $N = \{5, 7, 8\}$);

- койфлеты (coifN, где $N = \{3, 4, 5\}$);
- Морле (morl).

Информационные особенности вейвлет-преобразования анализируются по данным ВР индекса вегетативного баланса

$F\left[\frac{LF_{\text{ВП}}}{HF_{\text{ВП}}}(t)\right]$, где $LF_{\text{ВП}}$ и $HF_{\text{ВП}}$ — вейвлет-преобразования интен-

сивностей периодических составляющих ВСР в диапазонах частот LF и HF соответственно [2]. На рис. 8 приведены графики

изменения функционала $F\left[\frac{LF_{\text{ВП}}}{HF_{\text{ВП}}}(t)\right]$ студента Ш.

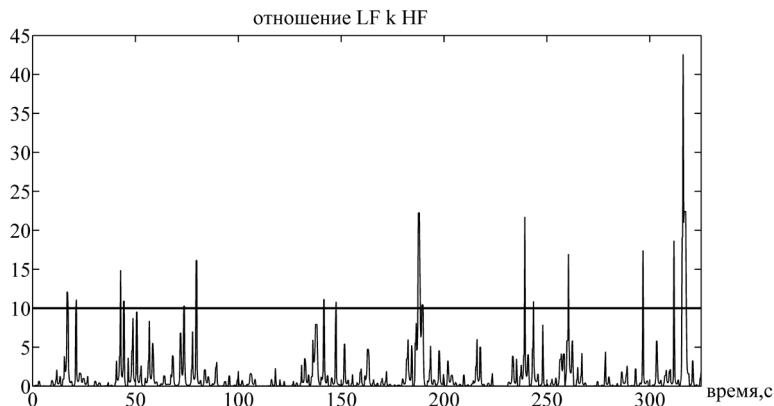


Рис. 8. Графики функционала $F\left[\frac{LF_{\text{ВП}}}{HF_{\text{ВП}}}(t)\right]$ студента Ш.

Функционал $F\left[\frac{LF_{\text{ВП}}}{HF_{\text{ВП}}}(t)\right]$ не является гладкой функцией,

а параметры его «выбросов» (локальных дисфункций) изменяются при функциональных нагрузках.

Для идентификации локальных дисфункций A_F функционала $F\left[\frac{LF_{\text{ВП}}}{HF_{\text{ВП}}}(t)\right]$ применяется решающее правило [34]:

$$A_F \geq \Delta,$$

где Δ — порог принятия решения о наличии дисфункций функционала $F \left[\frac{LF_{\text{вп}}}{HF_{\text{вп}}} (t) \right]$ в норме, $\Delta = 10$.

В качестве параметров локальных дисфункций A_F функционала $F \left[\frac{LF_{\text{вп}}}{HF_{\text{вп}}} (t) \right]$ применяют количество дисфункций N , максимальное значение $A_{\text{макс}}$ их амплитуды и интенсивность A_{intense} на интервале наблюдения.

2. Методические рекомендации

Алгоритм применения вейвлет-преобразования представлен в прил. 6. Для вычисления значений вейвлетной плотности мощности в диапазонах частот HF , LF и VLf формируют выборку вейвлет-коэффициентов $W(a, b)$ согласно формуле (1) с использованием функции *cwt*. Затем производят ее оценки по формуле

$$U_{j...f}(t) = \left(\sum_{i=j}^{i=f} W(a_i, b) \cdot \Delta a_i \cdot a_i^{-\frac{3}{2}} \right)^2,$$

где j и f — индексы, соответствующие нижним и верхним границам исследуемого диапазона частот.

Примечание. В качестве базисного вейвлета в прил. 6 используется вейвлет Морле.

Порядок выполнения задания:

- запустите среду MATLAB и создайте новый скрипт;
- произведите импорт данных согласно подглаве 2.5;
- произведите очищение сигнала артефактов в соответствии с прил. 4;

- заполните форму данными, полученными при проведении исследований в этом практическом задании;

Результаты вейвлет-анализа сигнала ВСР

ФС	$HF, \text{мс}^2$	$LF, \text{мс}^2$	$VLF, \text{мс}^2$	$TP, \text{мс}^2$	$HFn, \%$	$LFn, \%$	$VLFn, \%$	N	A_{max}	A_{intense}
Ф										
Н										
П										

- сохраните изображения графика индекса вегетативного баланса, как указано в п. 3 прил. 2;
- результаты исследований внесите в отчет.

Практическое задание 5

Построение скаттерограммы сигнала ВСР

1. Краткие теоретические сведения

Скаттерограмма является компактным способом изображения последовательности (R-R) интервалов с помощью метода корреляционной ритмографии. Сущность метода корреляционной ритмографии заключается в графическом отображении последовательных пар (R-R) интервалов (предыдущего и последующего) в двухмерной координатной плоскости [35]. При этом по оси абсцисс откладывается $(R-R)_n$ — n -й (R-R) интервал, а по оси ординат откладывается $(R-R)_{n+1}$ — $(n+1)$ -й (R-R) интервал.

График и область точек, полученных таким образом, называются корреляционной ритмограммой, или скаттерограммой. При построении скаттерограммы образуется совокупность точек (облако точек или пятна Пуанкаре), центр которых располагается на биссектрисе. Обычно скаттерограмма имеет форму эллипса. Расстояние от центра до начала осей координат соответствует наиболее ожидаемой длительности сердечного цикла (моде M_0). Величина отклонения точки от биссектрисы показывает, насколько n -й (R-R) интервал короче или длиннее $(n+1)$ -го (R-R) интервала.

Количественные показатели скаттерограммы:

- длина L скаттерограммы определяется как размер длинной оси эллипса, выраженный в миллисекундах;
- ширина w скаттерограммы определяется как размер перпендикуляра к длинной оси, проведенный через ее середину, выраженный в миллисекундах;
- площадь S скаттерограммы вычисляется по формуле оценки площади эллипса

$$S = \frac{\pi L w}{4}.$$

На рис. 9 представлен пример скаттерграммы сигнала ВСП, на котором изображены аппроксимирующий эллипс и показатели L и w .

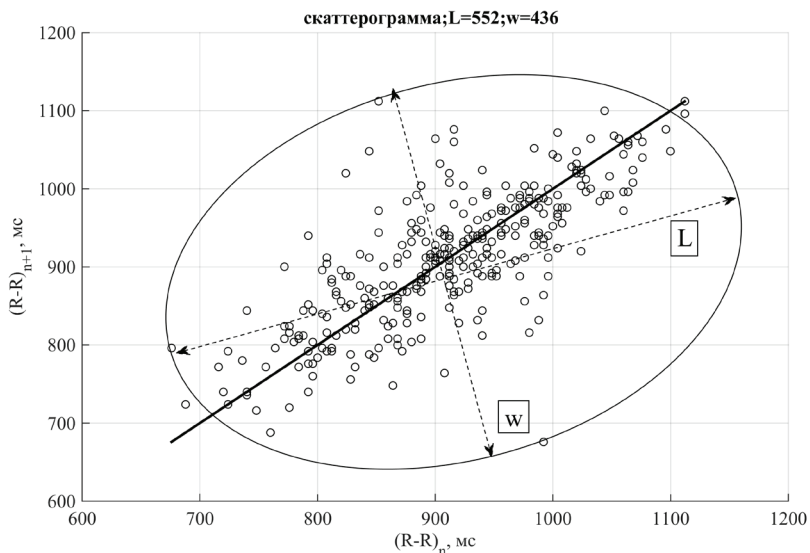


Рис. 9. Скаттерграмма сигнала ВСП

2. Методические рекомендации

В среде MATLAB имеется специальная команда для построения скаттерграмм — *scatter*. Следующие команды дают возможность построить скаттерграмму и биссектрису угла:

```
figure; scatter (NN (1: end-1,2), NN (2: end,2)); hold on;
plot (min (NN (:,2)): max (NN (:,2)), min (NN (:,2)): max (NN (:,2)),...
'k','LineWidth',2); grid on;
```

В прил. 7 описывается алгоритм оконтуривания точек скаттерграммы аппроксимирующим эллипсом, основанный на ме-

тоде наименьших квадратов. Этот алгоритм позволяет рассчитать длину L , ширину w и площадь эллипса S .

Порядок выполнения задания:

- запустите среду **MATLAB** и создайте новый скрипт;
- произведите импорт данных согласно подглаве 2.5;
- произведите очищение сигнала от артефактов в соответствии с прил. 4;
- заполните форму данными, полученными при проведении исследований в этом практическом задании;

Результаты оценки скаттерограммы сигнала ВСП

ФС	L , мс	w , мс	S , мс ²
Ф			
Н			
П			

- сохраните изображения скаттерограммы, как указано в п. 3 прил. 2;
- результаты исследований внесите в отчет.

Практическое задание 6 Комплексная оценка функционального состояния

1. Краткие теоретические сведения

Одним из методов комплексной оценки variability сердечного ритма является вычисление показателя активности регуляторных систем (ПАРС). Он вычисляется по специальному алгоритму [24]

$$\text{ПАРС} = \sum_{i=1}^5 |N_i|.$$

В табл. 2 представлены соответствия между оценками, полученными статистическими, вариационными и спектральными методами обработки сигналов ВСР, и весовыми коэффициентами индекса ПАРС, используемыми в формуле (2).

Таблица 2

Связь оценок ВСР и весовых коэффициентов ПАРС [24]

Название весового коэффициента	Значение весового коэффициента	Оценки временного ряда ВСР		
Суммарный эффект регу- ляции N_1	+2	M , мс		
	+1	≤ 660		
	0	≤ 800		
	-1	> 1000		
	-2	≥ 1200		
Функция авто- матизма N_2	+2	SDNN, мс	VR/M	CV, %
	+1	≤ 20	$\leq 0,10$,	$\leq 2,0$
	0	≥ 100	$\geq 0,30$,	$\geq 8,0$
	-1	≥ 100	$(0,10-0,30)$	
	-2		$\geq 0,45$,	$\geq 8,0$
			$\geq 0,60$	

Окончание табл. 2

Название веса коэффициента	Значение веса коэффициента	Оценки временного ряда ВСР		
Вегетативный гомеостаз N_3	+2	VR, мс ≤ 60	AM ₀ , % ≥ 80	ИН, у.е. ≥ 500
	+1	≤ 150	≥ 50	≥ 200
	0			
	-1	≥ 300	≤ 30	≤ 50
	-2	≥ 500	≤ 15	≤ 25
Устойчивость регуляции N_4	+2	CV, % $\leq 3,0$		
	0			
	-2	$\geq 6,0$		
Активность подкорковых нервных цен- тров N_5	+2	VLF, % ≥ 70	LF, % ≥ 25	HF, % ≤ 5
	+1	≥ 60		≤ 20
	0			
	-1	≤ 40		≥ 30
	-2	≤ 20		≥ 40

Оценка ПАРС позволяет дифференцировать различные степени напряжения регуляторных систем и оценивать адаптационные возможности организма. Оценка функционального состояния человека формируется в соответствии с данными, приведенными ниже [10; 24]:

норма 0–2
 функциональное напряжение:
 умеренное 3–4
 выраженное 5–6
 резкое 7–8
 перенапряжение регуляторных систем 8–9
 истощение регуляторных систем 10

2. Методические рекомендации

Значения весовых коэффициентов определяются оценками сигнала ВСР, полученными в результате выполнения прак-

тических заданий 1–3 (табл. 2), столбец «Оценки временного ряда ВСР». Для коэффициентов N_2 , N_3 , N_5 достаточно выполнения двух условий из трех.

Порядок выполнения задания:

- проведите вычисление ПАРС согласно рекомендациям этого практического задания, используя данные из форм на с. 34, 39, 43;
- на основании полученных выше значений ПАРС оцените функциональное состояние человека;
- результаты исследований внесите в отчет.

Практическое занятие 7

Построение странного аттрактора

1. Краткие теоретические сведения

Одним из самых простых и наглядных способов оценки хаотического поведения системы является построение аттрактора фазовой траектории движения системы. Данный метод применяется для анализа статистических и фрактальных свойств аттракторов фазовых траекторий [51].

В фазовом пространстве колебательной системы предельное множество точек, притягивающее фазовые траектории, называется аттрактором (от глагола *to attract* — притягивать). Аттракторы могут быть простыми, регулярными, с установившимся режимом и так называемые «странные» аттракторы с непериодическими колебаниями. Странный аттрактор в отличие от регулярного не является многообразием (т. е. не является кривой или поверхностью), его геометрическое устройство очень сложно, а его структура фрактальна. Такие аттракторы обладают геометрической (масштабной) инвариантностью, или, другими словами, скейлинговой структурой.

Как показано в [35], критериями «странного» аттрактора являются:

- неустойчивость траектории в виде экспоненциального их расхождения из зоны притяжения;
- дробная размерность.

Способ определения размерности аттракторов описан в работах [29; 54].

Для таких сложных систем, как живые организмы, по изменению ВР одной наблюдаемой динамической переменной можно сконструировать странный аттрактор. Согласно теореме Такенса, основные свойства аттрактора будут такими же, как у исследуемого объекта, и на основе подобия можно опре-

делить его характеристики и попытаться построить математическую модель исходной системы [44]. Моделирование не является целью данного учебного пособия, его задача — показать возможности методов нелинейной динамики оценивать информационно значимые параметры сложных систем.

В общем случае фазовое пространство является N -мерным. Однако для практических случаев можно считать пространство отображения трехмерным, т.е. $N = 3$. На рис. 10 представлена трехмерная визуализация переменной (сигнала ВСП), ее первой и второй производной, что дает хорошее представление о динамике процесса [13].

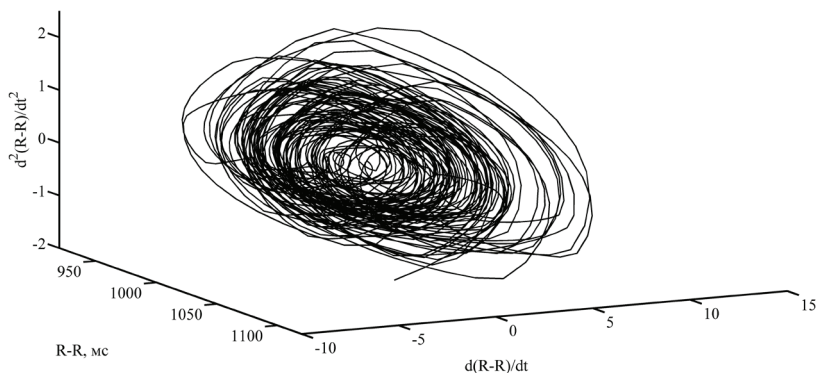


Рис. 10. Аттрактор в трехмерном фазовом пространстве

Анализируя вид аттрактора ВСП, мы анализируем интегральные целостные процессы, базирующиеся на взаимодействиях между отдельными компонентами ВСП или же между этими компонентами и сопряженными изменениями в других органах и системах, протекающих как феномен самоорганизации или синергии [48].

Реконструкция представляет собой метод исследования сложных динамических систем по временным зависимостям одной (или нескольких) переменных (временным рядам). Ра-

нее считалось, что для изучения динамики хаотической системы в терминах фазового пространства необходимо знание всех координат, определяющих ее состояние.

Первый шаг в общем определении размерности аттрактора состоит во введении оценки размерности Хаусдорфа — размерности подмножества в метрическом пространстве [28]. Размерность Хаусдорфа D странного аттрактора можно вычислить следующим образом:

$$D = \lim_{\delta \rightarrow 0} \frac{\ln(N(\delta))}{\ln(1/\delta)},$$

где $N(\delta)$ — количество ячеек с размером δ , покрывающих кривую.

2. Методические рекомендации

Для построения трехмерного странного аттрактора необходимо знать сигнал и две его первые производные. В MATLAB операция взятия производной сводится к применению функции *diff* к анализируемому массиву данных. При этом длина вектора производной меньше длины исходного массива данных на 1.

Для построения трехмерного графика используется команда *plot3*. Алгоритм построения трехмерного аттрактора сигнала ВСП выглядит следующим образом:

```
D1=diff(NN(:,2)); D2=diff(D1);  
plot3(NN(1:end-2,2), D1(1:end-1), D2,'b')
```

Алгоритм нахождения размерности Хаусдорфа D приведен в прил. 8.

Примечание. Для более корректной работы алгоритма применена перенормировка исходного ВР.

Порядок выполнения задания:

- запустите среду MATLAB и создайте новый скрипт;
- произведите импорт данных согласно подглаве 2.5;
- произведите очищение сигнала от артефактов в соответствии с прил. 4;
- выполните построение странного аттрактора согласно рекомендациям п. 2 настоящего задания;
- сохраните изображения странного аттрактора, как указано в п. 3 прил. 2;
- проведите расчет размерности Хаусдорфа D согласно рекомендациям п. 2 настоящего задания;
- результаты исследований внесите в отчет.

Практическое задание 8

Оценка старшего показателя Ляпунова

1. Краткие теоретические сведения

Важной характеристикой хаотических пульсаций являются показатели Ляпунова, которые определяют скорость экспоненциального роста малых возмущений (разбегания двух изначально близких траекторий аттрактора) [6]. На рис. 11 представлен пример разбегания двух изначально близких траекторий аттрактора для фрагмента реального сигнала ВСП.

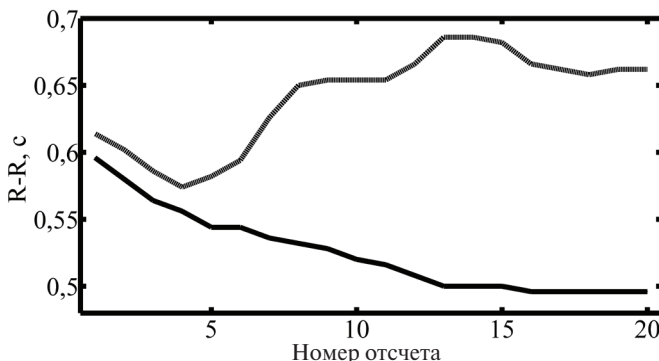


Рис. 11. Разбегание двух изначально близких траекторий аттрактора реального сигнала ВСП

Оценка степени хаотичности системы традиционно определяется старшим показателем Ляпунова. Для определения старшего показателя Ляпунова рассматриваются два состояния системы, измеренные в начальный момент времени.

Расстояние между ними можно записать как

$$|X_1(0) - X_2(0)| = \delta_0 \ll 1.$$

С течением времени расстояние будет меняться. Обозначим это расстояние через время t как $\delta(t) = |X_1(t) - X_2(t)|$. Тогда старший показатель Ляпунова λ можно определить по соотношению

$$\delta(t) = \delta_0 \exp(\lambda t).$$

Стоит отметить, что величина, обратная показателю Ляпунова, в общем случае не может рассматриваться как средний горизонт предсказуемости или время предсказуемости процесса [15].

В случае хаотического поведения старший показатель Ляпунова всегда положителен ($\lambda > 0$). Более того, используя этот критерий, нетрудно определить величину неупорядоченности системы, т. е. степень ее хаотичности: чем больше старший показатель, тем глубже хаос. Это означает, что система мгновенно забывает то, что происходило с ней ранее, всякая детерминированность в движении такой системы отсутствует, совпадение траекторий или даже просто их сближение исключено.

Стремление положительного показателя Ляпунова к нулю означает уменьшение хаоса в системе. Забывания начальных условий в такой системе не происходит, состояние системы строго детерминировано.

Аналитическое определение показателей Ляпунова для большинства задач не представляется возможным, поскольку для этого необходимо знать аналитическое решение системы дифференциальных уравнений. Однако существуют достаточно надежные алгоритмы, позволяющие найти все показатели Ляпунова с помощью численных методов.

Полный спектр показателей Ляпунова получается при определении темпов разбегания траекторий в разных направлениях в N -мерном фазовом пространстве. Сумма всех положительных показателей Ляпунова часто называется энтропией Колмогорова [28].

Алгоритмы оценивания старшего показателя Ляпунова по одной реализации исследуемого процесса основаны на ис-

пользовании того факта, что с течением времени расстояние между двумя траекториями увеличивается со скоростью, определяемой λ [41].

Зафиксируем один отсчет $x(t)$ из наблюдаемой реализации x . Все отсчеты данной реализации $x(i)$, для которых выполняется условие $|x(t) - x(i)| < \varepsilon$, будем считать началами ε -близких траекторий. Исходную и соседние траектории сформируем путем последовательной записи отсчетов, начиная с t и i соответственно. Расстояние между данной и соседней траекториями через интервал времени τ после начала сравнения определяется выражением

$$\text{dist}(x(t), x(i); \tau) = |x(t + \tau) - x(i + \tau)|.$$

Расстояние между соседними траекториями флуктуирует вдоль траектории, поэтому для получения устойчивой оценки старшего показателя Ляпунова необходимо произвести усреднение расстояния по всем ε -соседним траекториям, а затем по всем отсчетам $x(t)$ исследуемого временного ряда. Таким образом, следует вычислить статистику:

$$S(\tau) = \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N \ln \left(\frac{1}{N_t} \sum_{i=1}^{N_t} \text{dist}(x(t), x(i); \tau) \right).$$

Тогда крутизна кривой $S(\tau)$ на линейном участке определяется показателем Ляпунова λ .

2. Методические рекомендации

В прил. 9 представлена реализация алгоритма нахождения старшего показателя Ляпунова.

Примечание. После выполнения алгоритма будет получен график зависимости $S(\tau)$ (вектор *vestat* — набор интервалов τ , вектор *stat* — значение статистики для каждого интервала). Предлагается оценить номер точки L , на которой заканчивается линейный участок. Старший показатель Ляпунова находится из угла наклона этой прямой, т. е. после выполнения команд

$C = \text{polyfit}(\text{vectau}(1:L), \text{stat}(1:L)', 1);$
 $\text{Lambda} = C(1);$

Переменная *close_tr* содержит *N* ячеек. Каждая *i*-я ячейка содержит номера всех точек, находящихся в ϵ окрестности от *i*-й точки.

Порядок выполнения задания:

- запустите среду MATLAB и создайте новый скрипт;
- произведите импорт данных согласно подглаве 2.5;
- произведите очищение сигнала от артефактов в соответствии с прил. 4;
- выполните расчет показателя Ляпунова согласно рекомендациям п. 2 настоящего практического задания;
- сохраните изображения зависимости статистики, как указано в п. 3 прил. 2;
- результаты исследований внесите в отчет.

Практическое задание 9

Расчеты спектра размерностей Реньи

1. Краткие теоретические сведения

Отображение динамических процессов в фазовом пространстве позволяет ввести вероятностное описание анализируемого процесса. Поскольку вся реализация отображается в некоторый объем фазового пространства, то при разбиении всей области фазового пространства на ячейки подходящего размера каждая из них может быть охарактеризована своей заселенностью — целым числом точек $n_i(\delta)$ в ячейке с номером i объемом δ^d . Величина d характеризует геометрическую размерность фазового пространства, а величина δ является линейным размером ячейки. В этом случае относительная заселенность ячейки, т. е. вероятность того, что в i -й ячейке находится хотя бы одна точка отображающего множества, представляет собой предел [14]:

$$p_i(\delta) = \lim_{\delta \rightarrow 0} \frac{n_i}{N(\delta)},$$

где n — число точек в i -й ячейке; $i = 1, 2, 3, \dots$; $N(\delta)$ — суммарное число занятых ячеек, в которых есть хотя бы одна точка. При этом выполняется условие нормировки вероятности

$$\sum_{i=1}^{N(\delta)} p_i(\delta) = 1.$$

Удобной мерой оценки неопределенности состояния динамической системы является спектр энтропии Реньи, связанный с f степенями p_i :

$$K_f(\delta) = \frac{1}{1-f} \ln \left(\sum_{i=0}^{N(\delta)} p_i^f \right).$$

В дополнение к размерности Хаусдорфа D для характеристики неоднородности статической структуры аттрактора вводит-ся спектр обобщенных размерностей Реньи

$$d_f = -\lim_{f \rightarrow 0} \frac{K_f(\delta)}{\ln \delta}. \quad (3)$$

В частном случае при $f \rightarrow 0$ d_0 сводится к размерности Хаусдорфа и информации о статистических свойствах отображения не несет:

$$d_0 = -\lim_{\delta \rightarrow 0} \left(\ln \sum_{j=0}^{N(\delta)} \frac{1}{\ln \delta} \right) = -\lim_{\delta \rightarrow 0} \frac{\ln(N(\delta))}{\ln \delta}.$$

В случае анализа сигналов ВСР геометрическая размерность, являющаяся показателем структурной неоднородности системы, отражает структурную сложность процессов регуляции сердца [3]. При $f \rightarrow 1$ после раскрытия неопределенности по правилу Лопиталя из формулы (3):

$$d_1 = -\lim_{\delta \rightarrow 0} \frac{K_1(\delta)}{\ln \delta},$$

где $K_1(\delta) = -\sum_{j=0}^{N(\delta)} p_j \ln p_j$ — совпадает с формулой информации Шеннона [1].

Величина $K_1(\delta)$ определяет приращение информации при всех и тестных вероятностях попадания точек аттрактора в i -ю ячейку и при условии прохождения траектории через эту же ячейку. Поэтому величина d_1 показывает, как возрастает получаемая информация при стремлении размеров ячейки к нулю. В нашем случае информационная размерность отражает информационную сложность характеристик исследуемого сигнала.

Рассмотрим еще один частный случай обобщенной размерности d_q , имеющий важное прикладное значение, при $f=2$. Выражение для d_2 имеет вид

$$d_2 = \lim_{\delta \rightarrow 0} \frac{K_2(\delta)}{\ln \delta},$$

где $K_2(\delta) = \ln \left(\sum_{i=0}^{N(\delta)} p_i^2 \right)$ — корреляционная энтропия [31].

При анализе сигналов ВСП корреляционная размерность отражает динамическую неоднородность функционирования сердца.

Как известно, временные ряды могут представлять собой фрактальные объекты. Под фракталом понимают множество, части которого подобны целому в некотором смысле [45]. Основной характеристикой таких объектов является фрактальная размерность D , которая принимает дробные значения. Для одномерных ВР $D \in [1 \dots 2]$. Мандельброт установил связь между фрактальной размерностью D ряда и его показателем Херста H :

$$D = 2 - H.$$

Данное равенство справедливо только для временных рядов, имеющих фрактальную структуру, т. е. когда часть ряда подобна целому в некотором смысле. Но это условие выполняется для большинства фрактальных рядов лишь статистически. Такие ряды получили название статистических фракталов.

Оценка корреляционной размерности через корреляционный интеграл

Корреляционный интеграл [5] определяется по формуле

$$Ce(\varepsilon, N) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{N(N-1)} \sum_i^N \sum_j^N \theta(\varepsilon - |\bar{x}_i - \bar{x}_j|), \quad (4)$$

где ε — размер разрешающей ячейки; N — количество точек аттрактора; $\theta()$ — функция Хевисайда; $|\bar{x}_i - \bar{x}_j|$ — абсолютное расстояние между i -й и j -й его точками в m -мерном пространстве.

По сути говоря, $C_e(\varepsilon, N)$ — зависимость количества точек аттрактора в m -мерном пространстве, расстояние между которыми меньше ε , от размера разрешающей ячейки, отнесенная к полному количеству пар точек, т. е. $\sim N^2$ (в знаменателе формулы стоит $N(N-1)$), поскольку поставлено условие $i \neq j$).

Полученные зависимости $C_e(\varepsilon, N)$ откладываются в двойном логарифмическом масштабе на плоскости (для наглядности лучше брать по основанию 10). Затем выделяют линейные участки отложенных кривых и по методу наименьших квадратов производят поиск аппроксимирующих их прямых. Далее, для всех полученных кривых $C_e(\varepsilon, N)$ вычисляют первую производную от аппроксимирующих их прямых d_c (фрактальные размерности) и откладывают ее как функцию от m . Теоретически производная d_c определяется из предела [5]:

$$d_c = \lim_{\varepsilon \rightarrow 0} \lim_{N \rightarrow \infty} \left[\frac{d \lg C_e(\varepsilon, N)}{d \lg \varepsilon} \right].$$

Данный алгоритм вычисления d_c связан с тем, что при сравнительно малых значениях ε должен соблюдаться степенной закон

$$C_e(\varepsilon, N) \sim \varepsilon^{d_c},$$

где d_c — корреляционная размерность. Поскольку корреляционная размерность идет под индексом $f = 2$ в спектре Реньи d_f , то она является нижней оценкой размерности Хаусдорфа-Безиковича (которая идет под индексом $f = 0$), так как спектр Реньи является ниспадающим с ростом индекса f . Также нужно учитывать, что в численных экспериментах N всегда конечно и оба предела $\varepsilon \rightarrow 0$ и $N \rightarrow \infty$ являются бессмысленными.

На полученном графике $d_c(m)$ ищут точку m_c , когда зависимость $d_c(m)$ достигнет насыщения. Значение этой точки m_c будет соответствовать независимой оценке размерности про-

странства вложения, а соответствующее ей значение d_c соответствует корреляционной размерности исследуемого псевдофазового аттрактора, восстановленного из исследуемого ряда.

На рис. 12 представлен пример нахождения корреляционной размерности для реального сигнала ВСР.

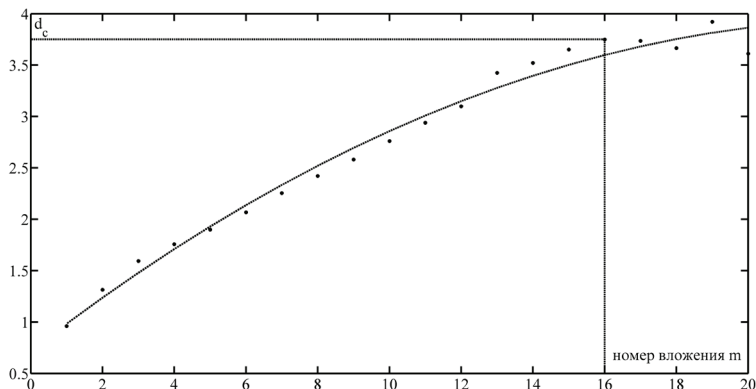


Рис. 12. Нахождение корреляционной размерности

Количественную оценку точности нахождения d_c предложили Экман и Рюэль [44]. Данное условие выполняется при соблюдении неравенства

$$d_c < 2\lg N ,$$

где d_c — вычисленная корреляционная размерность; N — длина исследуемого ряда.

Методические рекомендации

Прямая оценка размерностей Реньи

В прил. 10 представлена реализация алгоритма прямого подсчета трех основных размерностей Реньи — геометрическая (d_0), информационная (d_1) и корреляционная (d_2) с использованием алгоритма boxcounting.

Примечание. Для более корректной работы алгоритма применена перенормировка исходного ВР.

Оценка корреляционной размерности через корреляционный интеграл

Алгоритм расчета корреляционного интеграла и размерности d_c ВР ВСР представлены в прил. 11.

Примечание. В MATLAB имеется встроенная функция Хевисайда: *heaviside*. Однако использование ее для прямой подстановки в формулу (4) не целесообразно для длительных ВР из-за долгого времени вычисления. Поэтому в прил. 11 используется комбинация других быстрых математических операций, дающих аналогичный результат и позволяющих использовать операцию определения знака *sign* и операцию сложения:

$$\begin{aligned} \text{CorrInt}(e, m) &= \text{CorrInt}(e, m) + N * 0.5 * ... \\ &(\text{sign}(\text{Epsilon}(e)\text{-norm}(\text{data}(i,:) - \text{data}(j,:), 1)) + 1); \end{aligned}$$

В прил. 11 значения параметра ϵ выбираются исходя из значения стандартного отклонения $SDNN$ ряда и варьируются в пределах от $0.1 * SDNN$ до $1 * SDNN$.

Порядок выполнения задания:

- запустите среду MATLAB и создайте новый скрипт;
- произведите импорт данных согласно подглаве 2.5;
- произведите очищение сигнала от артефактов в соответствии с прил. 4;
- реализуйте алгоритмы для расчета размерностей Реньи согласно рекомендациям настоящего практического задания;
- результаты исследований внесите в отчет.

Практическое задание 10

Вычисление аппроксимированной энтропии

1. Краткие теоретические сведения

Другая важная характеристика нелинейной динамики — энтропия — величина, определяющая степень предсказуемости системы или, иначе говоря, определяющая относительную скорость накопления информации в системе с течением времени. Если энтропия достигает нуля, то информационная полнота системы достигает максимума и система становится полностью предсказуемой [29].

Траектория движения динамической системы, измеренная равноотстоящими отсчетами через интервалы времени τ в N -мерном фазовом пространстве, разделенном на ячейки размером δ , представляется вектором $\overline{x(t)} = [x_1(t), \dots, x_d(t)]$.

Если p_i — вероятность нахождения точки траектории движения динамической системы в ячейке i , то энтропию Колмогорова в этом случае определяют по формуле Шеннона:

$$K = - \sum_i p_i \ln p_i .$$

Для странного аттрактора энтропия положительна, но имеет конечное значение, и это значение является количественной характеристикой степени хаотичности системы. Практическое вычисление K_2 энтропии Колмогорова выполняется на основе обобщенного корреляционного интеграла [1].

Энтропия представляет собой простой показатель для оценки общей сложности и предсказуемости временных рядов. Для практической реализации расчета энтропии при анализе ограниченных и зашумленных временных рядов (R-R) интервалов в ряде работ используется алгоритм расчета аппроксимированной (*ApEn*), предложенный S. M. Pincus [62].

Аппроксимированная энтропия $ApEn$ вычислялась как функция размерности m при заданной величине порогового критерия r по формуле

$$ApEn(m, r, N) = \frac{1}{N - m} \sum_{i=1}^{N-m} \ln [C_i^m(r) / C_i^{m+1}(r)],$$

где $C_i^m(r)$ и $C_i^{m+1}(r)$ определяются суммами

$$C_i^m(r) = \frac{1}{N - m + 1} \sum_{j=1}^{N-m+1} \theta(r - |x(i) - x(j)|),$$

$$C_i^{m+1}(r) = \frac{1}{N - m} \sum_{j=1}^{N-m} \theta(r - |x(i) - x(j)|).$$

Оценка $ApEn$ определяет количественную вероятность того, что точки ВР, которые изначально близки ($|x(i) - x(j)| < r$), остаются так же близки и для последующих сравнений. Высокие значения $ApEn$ указывают на высокую неравномерность и сложность распределения ВР.

Методические рекомендации

При расчете $ApEn$ обычно используется значение $m = 2$, что позволяет интерпретировать $ApEn$ как различие вероятностей обнаружить сходные векторы при размерностях вложения $m = 2$ и $m = 3$ соответственно с толерантностью, задаваемой параметром $r = 0.2 * SDNN$, где $SDNN$ — стандартное отклонение.

Описанный выше алгоритм реализован в прил. 12.

Порядок выполнения задания:

- запустите среду MATLAB и создайте новый скрипт;
- произведите импорт данных согласно подглаве 2.5;
- произведите очищение сигнала от артефактов в соответствии с прил. 4;
- выполните расчет аппроксимированной энтропии согласно рекомендациям п. 2 настоящего практического задания;
- результаты исследований внесите в отчет.

Практическое задание 11

Расчеты показателя Херста

1. Краткие теоретические сведения

Понятие обобщенного броуновского движения введено Мандельбротом через обобщения случайной функции на случай фрактальной гауссовой функции $B_H(t)$ с параметром $H \in [0, 1]$, называемым показателем Херста [45].

Обобщенный броуновский процесс имеет нулевое среднее приращение:

$$\langle \Delta B_H \rangle = \langle B_H(t) - B_H(t_0) \rangle = 0.$$

Из уравнения (1) следует, что дисперсия приращений $S(t - t_0)$ может быть записана в виде

$$S(t - t_0) = \langle [B_H(t) - B_H(t_0)]^2 \rangle = \sigma^2 |t - t_0|,$$

где σ — положительная константа. Тогда $B_H(t)$ имеет гауссово распределение [20]:

$$P(\Delta B_H < \tau) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma(t_2 - t_1)^H}} \int_{-\infty}^{\tau} \exp\left(-\frac{1}{2} \left(\frac{t^2}{\sigma(t_2 - t_1)^H} \right)^2\right) dt,$$

где t_1, t_2 — отчеты ВР в моменты времени 1 и 2.

Для анализа ВР традиционно применяется метод Херста, называемый также классическим методом нормированного размаха или R/S -методом [5].

Для имеющегося временного ряда $\xi(t)$ вычисляется среднее значение $\langle \xi(t) \rangle$ на интервале времени τ , имеющем ту же размерность, что и время t :

$$\langle \xi(t) \rangle_\tau = \frac{1}{\tau} \sum_{t=1}^{\tau} \xi(t).$$

Затем рассчитывается зависимость накопленного отклонения $X(t, \tau)$ на интервале времени τ :

$$X(t, \tau) = \sum_{u=1}^t \{ \xi(u) - \langle \xi(t) \rangle_\tau \}.$$

По накопленному отклонению вычисляется функция абсолютного размаха R :

$$R(\tau) = \max_{1 \leq t \leq \tau} X(t, \tau) - \min_{1 \leq t \leq \tau} X(t, \tau).$$

Размах зависит от длины интервала τ и может расти с ее увеличением. Далее вычисляется зависимость безразмерной функции R/S от длины временного интервала τ делением R на стандартное отклонение S ряда $\xi(t)$:

$$S(\tau) = \sqrt{\frac{1}{\tau} \sum_{u=1}^{\tau} \{ \xi(t) - \langle \xi(t) \rangle_\tau \}^2}.$$

Херст по результатам исследования многих природных процессов установил эмпирическую связь между нормированным размахом R/S и длиной интервала τ через показатель H [30]:

$$R/S = (\tau/2)^H,$$

где H может принимать значения от 0 до 1. Это наблюдение Херста интересно потому, что если отсутствует долговременная статистическая зависимость (случайный ряд), данное отношение должно асимптотически стремиться к $\tau = 1/2$ при стремлении длины выборки к бесконечности. Значения же $H > 0,5$ характеризуют сохранение тенденции ряда к росту или убыванию как в прошлом, так и в будущем. Если $H < 0,5$ — это означает склонность ряда к смене тенденции: рост сменяется убыванием и наоборот [30].

2. Методические рекомендации

В среде MATLAB при анализе временных рядов используются несколько методов оценки показателя Херста с помощью функции `wfbmesti(X)`, которые основаны на вейвлет-преобразованиях: в первых двух методах используется дискретное вейвлет-преобразование (ДВП) по базису Хаара для первого и второго уровней детальности разложения [56]. Третий основан на оценке линейной регрессии уровней детальности разложения ДВП в двойных логарифмических координатах [57].

Для этих же целей лучше подходит метод накопленной дисперсии. Дисперсия имеет вид

$$\text{var}\left|\left(X(t_2) - X(t_1)\right)^2\right| = \sigma^2 |t_2 - t_1|^{2H},$$

где H — показатель Херста, определяется как угловой коэффициент из отношения $\log \sigma_{rms}(\Delta X) = c + H \log |s|$, здесь $\sigma_{rms}(\Delta X)$ — среднеквадратичное отклонение приращений ΔX , соответствующих временному интервалу s ; c — константа. При использовании этого метода требуется выполнение условия нормального распределения первых разностей (приращений) временного ряда [26].

В прил. 13 приведен алгоритм реализации данного метода оценки показателя Херста.

Порядок выполнения задания:

- запустите среду MATLAB и создайте новый скрипт;
- произведите импорт данных согласно подглаве 2.5;
- произведите очищение сигнала от артефактов в соответствии с прил. 4;
- выполните оценку показателя Херста с помощью функции `wfbmesti`;

- реализуйте алгоритм нахождения показателя Херста методом накопленной дисперсии согласно рекомендациям п. 2 настоящего практического задания;
- сохраните изображения полученных в ходе расчетов графиков, как указано в п. 3 прил. 2;
- результаты исследований внесите в отчет.

Практическое задание 12

Применение метода максимумов модулей коэффициентов вейвлет-преобразования

1. Краткие теоретические сведения

Введем обобщенную статистическую сумму $Z(\varepsilon, q)$ [5], характеризующую показателем степени q , который в общем случае может принимать любые значения в интервале $-\infty < q < +\infty$, следующим образом:

$$Z(\varepsilon, q) = \sum_{i=1}^{N(\varepsilon)} p_i^q(\varepsilon),$$

где $p_i(\varepsilon)$ — вероятность нахождения произвольной точки исследуемого ВР в i -й ячейке размером ε .

Распределение плотности вероятностей спектра обобщенных размерностей D_q определяется с помощью соотношения

$$D_q = \frac{\tau(q)}{q-1}.$$

Функция $\tau(q)$ имеет вид

$$\tau(q) = \lim_{\varepsilon \rightarrow 0} \frac{\ln Z(\varepsilon, q)}{\ln \varepsilon}.$$

Показатель $\tau(q)$ характеризует мультифрактальные свойства исследуемого временного ряда. Функция $\tau(q)$ показывает, насколько неоднородным является исследуемое множество точек. Если функция $\tau(q)$ близка к линейной, то исследуемый сигнал является монофрактальным.

Традиционно рассматриваются ряд моментов q в диапазоне значений от -5 до 5 с шагом $\Delta q = 0,1$ [59; 61]. Варьирование показателя q позволяет рассматривать различные масштабы флуктуации исходного сигнала: при $q < 0$ основной вклад в стати-

стическую сумму вносят флуктуации малого порядка, при $q > 0$ флуктуации больших масштабов вносят больший вклад в статистическую сумму.

Алгоритм метода WTMM представлен на рис. 13 в виде структурной блок-схемы. В ходе работы алгоритма используется ВР, интерполированный на равномерную сетку.

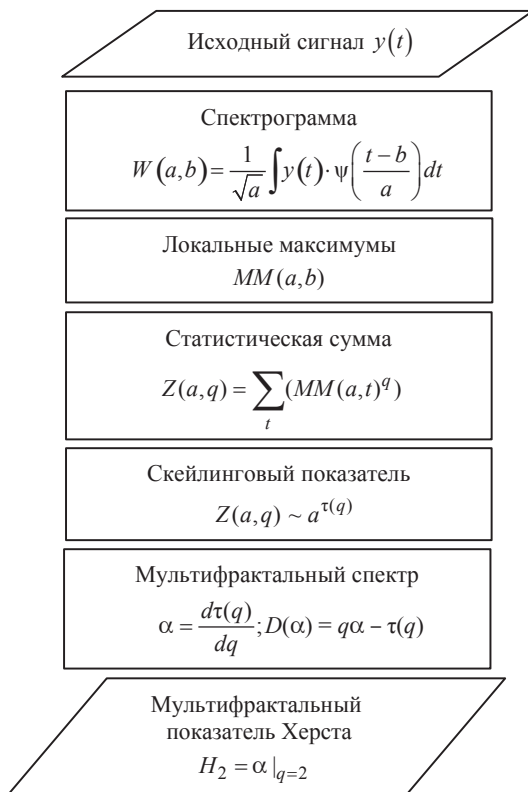


Рис. 13. Структурная блок-схема метода WTMM

На рис. 14 представлены характерные величины, вычисляемые с помощью методов мультифрактального анализа.

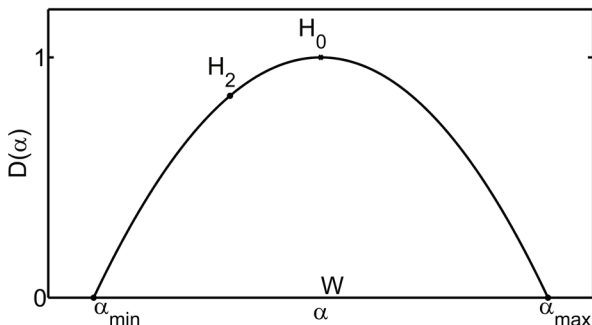


Рис. 14. Характерные мультифрактальные величины
теоретического спектра:

H_0 — показатель, соответствующий наиболее вероятным флуктуациям во временном окне сигнала; H_2 — степень корреляции; α_{\min} — наименьшие флуктуации в спектре; α_{\max} — наибольшие флуктуации в спектре; W — ширина мультифрактального спектра, вариабельность флуктуаций в спектре

Мультифрактальные показатели являются количественной мерой оценки самоподобия ВР и могут характеризовать функциональные изменения в регуляторных механизмах организма [61].

2. Методические рекомендации

В пакете MATLAB коэффициенты непрерывного вейвлет-преобразования рассчитываются с использованием функции $cwt(y, a, w)$, где y — вектор значений анализируемого ВР, a — вектор масштабирующих параметров, w — название анализирующего базисного вейвлета (подробнее см. практическое задание 4).

Поскольку анализируется сигнал ВСР, то целесообразно использовать частоты, имеющие физиологическое значение, а именно диапазоны LF [0,04–0,15], VLF [0,003–0,04]. Диапазон HF не рассматривается из-за зашумленности [27; 61].

Алгоритм, представленный на блок-схеме полностью реализован в прил. 14.

Примечание. В MATLAB локальные экстремумы модулей коэффициентов $MM(a, b)$ находятся с использованием функции *findpeaks*:

$[pks, locs] = \text{findpeaks}(\text{abs}(sc(i,:)))$;

В MATLAB нахождение коэффициентов наклона производится с помощью команды *polyfit*:

$const = \text{polyfit}(\log_2(A), \log_2(Z(i,:)), 1)$;

$\tau(i) = const(1)$;

Имеет интерес посмотреть результат для различных базисных функций. Для метода WTMM можно использовать следующие вейвлеты [43]:

- вейвлеты Гаусса (gausN, где $N \in \{1..8\}$);
- Морле (morl);
- мексиканская шляпа (mexh);
- вейвлет Мейера (meyr);
- вейвлеты Добеши (dbN, где $N \in \{1..10\}$);
- симлеты (symN, где $N \in \{2..8\}$);
- койфлеты (coifN, где $N \in \{1..5\}$).

Порядок выполнения задания:

- запустите среду MATLAB и создайте новый скрипт;
- произведите импорт данных согласно подглаве 2.5;
- произведите очищение сигнала от артефактов в соответствии с прил. 4;
- реализуйте алгоритм получения мультифрактального показателя Херста по методу WTMM для двух частотных диапазонов LF и VLF согласно рекомендациям п. 2 настоящего задания;
- сохраните изображения мультифрактальных спектров, как указано в п. 3 прил. 2;
- результаты исследований внесите в отчет.

Практическое задание 13

Реализация метода мультифрактального детрендированного флуктуационного анализа

1. Краткие теоретические сведения

Метод MF DFA основан на модифицированном анализе случайного броуновского движения. Этот метод дает количественную оценку наличия или отсутствия фрактальных корреляционных свойств в нестационарных временных рядах данных.

Различие методов WTMM и MF DFA в получении скейлингового показателя. Исходные сигналы с помощью линейной интерполяции предварительно проектируются на равномерную сетку. На рис. 15 приводится блок-схема для расчета мультифрактального показателя Херста аналогично методу WTMM.

Исходные сигналы с помощью линейной интерполяции предварительно проектируются на равномерную сетку. Полученные ВР избавляются от тренда методом скользящего окна, а значения интерполированного ряда $y(i)$, $i = 1, 2, \dots, N$, делятся по непересекающимся сегментам длины s , число которых равно целому значению $Ns = [N/s]$.

2. Методические рекомендации

Полная реализация вышеописанного алгоритма представлена в прил. 15.

Примечание. Длина сегмента s определяется схоже с масштабирующим параметром в методе WTMM:

$$s = \frac{1}{\text{delta} \cdot f},$$

где delta — шаг дискретизации, f — исследуемая частота.

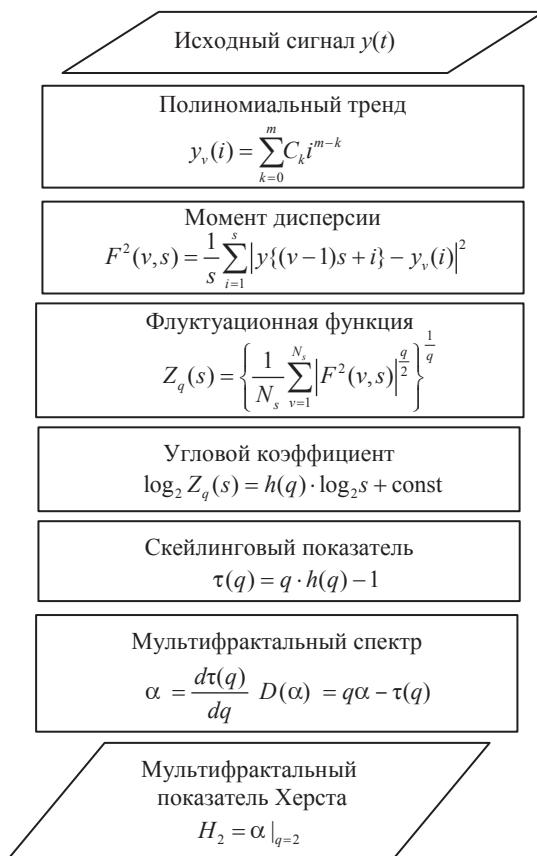


Рис. 15. Структурная блок-схема метода MFDFA

Изменение частот происходит в диапазонах, аналогичных методу WTMM — диапазоны LF [0,04–0,15], VLF [0,003–0,04].

Примечание. Полиномиальный тренд второго порядка конструируется с использованием команд *polyfit* и *polyval*:

$C = \text{polyfit}(\text{Index}, Y(\text{Index}), m);$

$\text{fit} = \text{polyval}(C, \text{Index});$

Порядок выполнения задания:

- запустите среду MATLAB и создайте новый скрипт;
- произведите импорт данных согласно подглаве 2.5;
- произведите очищение сигнала от артефактов в соответствии с прил. 4;
- реализуйте алгоритм получения мультифрактального показателя Херста по методу MFDFA для двух частотных диапазонов LF и VLf согласно рекомендациям п. 2 настоящего задания;
- сохраните изображения мультифрактальных спектров, как указано в п. 3 прил. 2;
- результаты исследований внесите в отчет.

3. Общие требования к структуре, содержанию и оформлению отчета практического задания

3.1. Содержание отчета

В отчет должны быть включены следующие пункты:

- титульный лист;
- цель работы;
- краткие теоретические сведения;
- описание экспериментальной установки и методики эксперимента;
- экспериментальные результаты;
- анализ результатов работы;
- выводы.

3.2. Требования к оформлению разделов практического задания

Цель работы должна отражать тему практического задания, а также конкретные задачи, поставленные студенту преподавателем для его выполнения.

Краткие теоретические сведения. В этом разделе излагается краткое теоретическое описание изучаемого в работе явления или процесса, приводятся также необходимые расчетные формулы. Материал раздела не должен копировать содержание учебного пособия или учебника по данной теме. Раздел должен содержать изложение основных понятий и законов,

расчетных формул, таблиц, требующихся для дальнейшей обработки полученных экспериментальных результатов, в свободной форме. Объем кратких теоретических сведений обзора не должен превышать 1/3 части всего отчета.

Описание экспериментальной установки и методики эксперимента. В данном разделе приводится схема экспериментальной установки с описанием ее работы и подробно излагается методика проведения эксперимента, процесс получения данных и способ их обработки. Если используются стандартные пакеты компьютерных программ для обработки экспериментальных результатов, то необходимо обосновать возможность и целесообразность их применения, а также описание процедуры обработки данных с их помощью.

Экспериментальные результаты. В этом разделе приводятся непосредственно результаты, полученные в ходе проведения практических занятий: значения оценок, графики, таблицы.

Анализ результатов работы. Раздел отчета должен содержать подробный анализ полученных результатов, интерпретацию этих результатов на основе физических законов. Следует сравнить полученные результаты с известными литературными данными, обсудить их соответствие существующим теоретическим моделям. Если обнаружено несоответствие полученных результатов и теоретических расчетов литературным данным, необходимо обсудить возможные причины этих несоответствий.

Выводы. В выводах кратко излагаются результаты работы: полученные экспериментально или теоретически значения физических величин, их зависимости от условий эксперимента или выбранной расчетной модели, указывается их соответствие или несоответствие физическим законам и теоретическим моделям, возможные причины несоответствия.

Отчет оформляется на бумаге стандартного формата А4 на одной стороне листа, которые сшиваются в скоросшивателе или переплетаются.

Контрольные вопросы

1. Перечислите известные вам биомедицинские сигналы.
2. Перечислите основные информационные характеристики сигнала ЭКГ.
3. Объясните, почему для формирования временных рядов ВСП используется зубец R электрокардиограммы.
4. Как формируется сигнал ВСП из записи электрокардиограммы?
5. В чем суть используемого алгоритма очищения сигналов от артефактов?
6. Какой тип интерполяции рекомендуется использовать для сигналов ВСП?
7. При каких условиях математическое ожидание и мода слабо отличаются?
8. Какие типы гистограмм распределения ВСП известны?
9. Что является результатом прямого фурье-преобразования?
10. Назовите три главных спектральных компоненты коротких записей сигналов ВСП.
11. Что характеризует отношение $\frac{LF}{HF}$?
12. Какие параметры входят в уравнение непрерывного вейвлет-анализа?
13. Как связан масштабирующий параметр вейвлет-преобразования и исследуемая частота?
14. Перечислите известные базисные функции вейвлет-преобразования.
15. Форму какой фигуры обычно имеет скаттерограмма сигнала ВСП?
16. Как формируется корреляционная ритмография?

17. Оценки каких методов используются для получения комплексного показателя ПАРС?
18. Перечислите содержание исходных файлов сигналов ВСП.
19. Какими методами используется интерполяция исходных сигналов для получения оценок?
20. Сколько электродов используется для регистрации сигналов ВСП?
21. Назовите формат файлов функций среды MATLAB.
22. Какая команда в среде MATLAB используется для реализации быстрого фурье-преобразования? Перечислите основные аргументы этой команды.
23. Опишите алгоритм построения аттрактора в фазовом пространстве.
24. Перечислите случаи, когда размерность Хаусдорфа и геометрическая размерность Реньи отличаются.
25. Объясните физический смысл показателя Херста.
26. Как выглядит мультифрактальный спектр монофрактального сигнала?
27. Что характеризует старший показатель Ляпунова?
28. Какой знак принимает старший показатель Ляпунова в случае хаотических пульсаций исследуемого сигнала?
29. Назовите метод, используемый для расчета размерностей Реньи в данной работе. В чем его суть?
30. Что собой представляет математический аналог функции Хевисайда, приведенный в алгоритме оценки корреляционной размерности через корреляционный интеграл?
31. Перечислите размерности вложений, используемых для расчета аппроксимированной энтропии.
32. График зависимости каких величин используется в оценке показателя Херста методом накопленной дисперсии?
33. В чем состоит принципиальное отличие методов WTMM и MFDFA?
34. Каков порядок выполнения исследований ВСП?
35. Найдите и объясните взаимосвязь полученных в разных оценках параметров ВСП при функциональных исследованиях.

Приложение 1

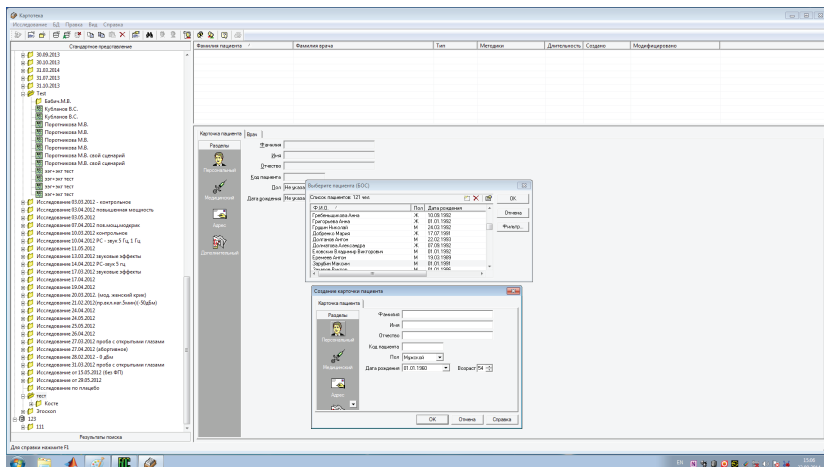


Рис. П.1.2. Создание карточки студента

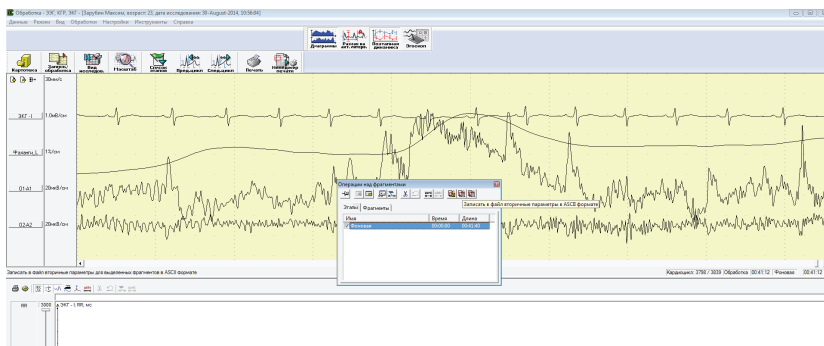


Рис. П.1.3. Сохранение вторичных параметров

Приложение 2

Краткий перечень используемых функций среды MATLAB

Программный комплекс математического моделирования MATLAB (сокращение от англ. «Matrix Laboratory», на русский язык переводится как «Матлаб») — пакет прикладных программ для решения задач технических вычислений и одноименный язык программирования, используемый в этом пакете. Язык MATLAB является высокоуровневым интерпретируемым языком программирования, структурной единицей программного кода является *m*-файл [21].

В среде MATLAB имеется возможность получения оценок широким спектром методов разнообразных биомедицинских сигналов, таких как электрокардиограммы, электроэнцефалограммы.

1. Основные окна среды MATLAB

Основными окнами (в настройках по умолчанию некоторые окна представлены в виде закладок главного окна) среды MATLAB являются [40]:

- закладка Command Window — командное окно для запуска отдельных команд с клавиатуры, вывода числовых и текстовых результатов, вызова простейшей справки по конкретной функции (с помощью команды `help <имя функции>`), а также сообщений интерпретатора об ошибках;
- закладка Workspace — окно с перечнем переменных, хранящихся в памяти, а также с информацией об их типе, размерности и размере в байтах;
- закладка Command History — окно с историей команд, вводившихся в командное окно;

- окно редактора для набора, сохранения, редактирования и отладки программ и функций (вызывается через меню File, подменю New или Open);
- окно справки, представляющее каталогизированную гипертекстовую справочную систему с возможностями поиска по имени функции или ключевому слову (вызывается через меню Help, подменю MATLAB Help).

2. Основные объекты

Основными объектами при работе в MATLAB являются массивы чисел произвольных размерностей. Однако с наибольшей эффективностью MATLAB работает с двумерными массивами, т. е. с прямоугольными матрицами. При этом скаляры считаются матрицами с размерностью 1 на 1, а векторы (вектор-строки и вектор-столбцы) — матрицами с размерностями 1 на n и n на 1 соответственно.

В простейшем случае ввод матрицы осуществляется с помощью символов:

- «=» (знак равенства) — оператор присваивания;
- «[» и «]» (квадратные скобки) — обрамление матрицы;
- «;» (точка с запятой) — разделитель строк матрицы;
- «,» (запятая) — разделитель элементов в строке (может опускаться).

Вектор-строки, элементы которых являются членами арифметической прогрессии, могут быть заданы с помощью символа «:» (двоеточие). Шаг по умолчанию равен +1 и при необходимости может быть изменен пользователем на любое вещественное число в рамках типа данных *double*, в том числе отрицательное.

Текстовые переменные вводятся через обрамление их значений символом «'» (штрих), при этом текст представляется как вектор-строка.

Доступ к отдельным элементам, строкам и столбцам осуществляется с помощью соответствующих индексов, заключен-

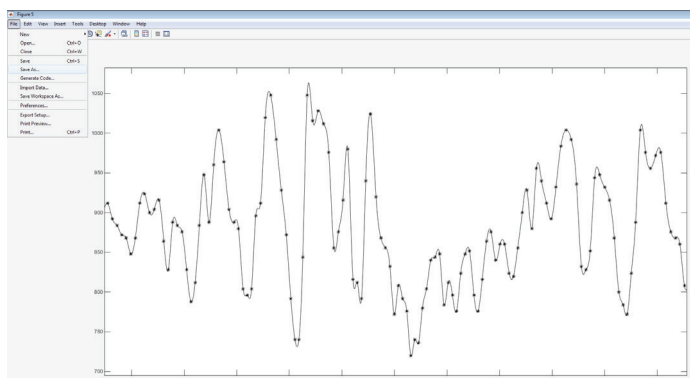
ных в символы « (» и «)» (круглые скобки) и разделенных символом « ,» (запятая). При этом индексы могут быть заданы как в явной форме, так и через переменные, а также как вектор-строки. Кроме того, существует возможность выделить весь диапазон строк (столбцов) с помощью замены индексов на символ «:» (двоеточие).

В тексте *m*-файла символом «%» (процент) обозначается начало комментария.

Все *m*-файлы, с которыми работает MATLAB, делятся на две категории: скрипты и функции. Скрипт — это просто последовательность команд, в которой используются переменные из основного рабочего пространства MATLAB. Функция — это подпрограмма, которая принимает аргументы (параметры) и возвращает результаты.

3. Сохранение изображений

Для сохранения построенных в MATLAB графиков откройте окно графика, который необходимо сохранить. Затем в верхней строке меню нажмите на кнопку File, далее выберите опцию Save As... (см. рисунок).



Меню сохранения изображений в MATLAB

В открывшемся меню Save As заполните поле Имя файла, в окне Проводник выберите директорию для сохранения. Затем в строке Тип файла выберите формат Portable Network Graphics file (*.png). Далее нажмите на кнопку Сохранить.

4. Операции над матрицами и их элементами

В среде MATLAB, в отличие от многих других языков программирования, матрицами можно оперировать напрямую без использования циклов переходов от одного элемента матрицы к другому.

Кроме собственно операций над матрицами можно проводить поэлементные операции, т. е. оперировать с отдельными (но одновременно со всеми без исключения) элементами матриц. В этом случае оперируемые матрицы должны иметь одинаковую размерность.

Поэлементные операции сложения и вычитания тождественны матричным, поэтому не имеют собственных обозначений; для обозначения остальных поэлементных операций используется дополнительный символ «.» (точка) [39].

MATLAB богат своими функциями, поэтому далее по тексту приведем лишь те, знание которых, по нашему скромному мнению, является необходимыми для успешного выполнения практических заданий.

Ниже приведены функции среды MATLAB, которые будут применяться на занятиях:

- *Clear all* — удаляет все текущие переменные;
- *save ('filename', 'X')* — производит сохранение переменной *X* в *mat*-файл с именем *filename*. В случае сохранения нескольких переменных в один *mat*-файл их следует указывать через запятую. Если в имени файла отсутствует директория, то соответствующий *mat*-файл сохранится в стандартной директории MATLAB;

- *load ('filename')* — производит считывание из файла *filename*, при этом считанные переменные сохраняют оригинальные названия;
- *length (X)* — возвращает длину массива *X*;
- *max (X)* — возвращает максимальный элемент массива *X*;
- *[y, N]=max (X)* — записывает в переменную *y* максимальный элемент массива *X*, а в переменную *N* — ее индекс;
- *min (X)* — возвращает минимальный элемент массива *X*;
- *mean (X)* — возвращает среднее значение массива *X*;
- *std (X)* — возвращает стандартное отклонение элементов массива *X*;
- *sum (X)* — производит суммирование элементов массива *X*;
- *hist (X, n)* — производится построение гистограммы по массиву *X*, содержащее *n* столбцов; если число *n* не указано, то по умолчанию берется 10 интервалов;
- *[Y, Z]=hist (X, n)* — производится построение гистограммы по массиву *X*, содержащее *n* столбцов с сохранением данных. В переменную *Y* записывают число попаданий в интервалы, а в *Z* — данные о центрах интервалов;
- *fft (X, n)* — возвращает *n*-точное преобразование Фурье массива *X*. Если длина массива *X* меньше *n*, то недостающие элементы заполняются нулями. Если длина массива *X* больше *n*, то лишние элементы удаляются;
- *cwt (X, A, w)* — возвращает вейвлет-коэффициенты массива *X*. *A* — массив масштабирующего параметра, *w* — название используемого вейвлета;
- *centfrq (w)* — возвращает значение центральной частоты для вейвлета *w*;
- *linspace (a, b, N)* — генерирует массив, содержащий *N* равномерно распределенных чисел от числа *a* до числа *b*;
- *interp1 (X1, Y1, X2, 'method')* — возвращает вектор, который содержит элементы, соответствующие элементам *X2* и полученные интерполяцией векторов *X1* и *Y1*, *method* — метод интерполяции;

- *detrend* (Y) — производит удаление постоянной составляющей массива Y ;
- *convhull* (X , Y) — производит построение выпуклой оболочки из множества, образованного координатами X и Y ;
- $[Y1, Y2, Y3...]=deal(X1, X2, X3...)$ — устанавливает соответствие между входными переменными X_i и выходными переменными Y_i ;
- *zeros* (n , m) — создает матрицу, содержащую n строк и m столбцов, заполненную нулевыми элементами;
- *ceil* (X) — округление массива X в большую сторону;
- *floor* (X) — округление массива X в меньшую сторону;
- *diff* (X) — возвращает разность соседних элементов вектора X : $[X(2)-X(1), ..., X(N)-X(N-1)]$, где N — длина вектора X ;
- *polyfit* (X , Y , N) — возвращает коэффициенты полиномиальной зависимости степени N массива данных Y от массива аргументов X по методу наименьших квадратов;
- *polyval* (C , X) — возвращает значения полинома, X — вектор аргументов, C — вектор полиномиальных коэффициентов;
- *sign* (X) — функция знака: возвращает 1, если X — положительное число; возвращает 0, если X равно 0; возвращает -1, если X — отрицательное число;
- *circshift* (X , N) — возвращает вектор, содержащий элементы вектора X , смещенные на N позиций;
- $[N, M]=findpeaks(X)$ — производит нахождение локальных пиков вектора X , в переменную N записывается значение пика, а в переменную M — порядковый номер пика в векторе X .

Приложение 3

Извлечение данных сигнала ВСП из файла

```
y=importdata(filename,''); y=strrep(y,'...','0'); y=strrep(y,',',' ');
data=cell2mat (cellfun (@str2num, y,'UniformOutput', ...
false)); check=diff (data (:,1)); sC=size (check); N=1; L (N)=0;
for i=1: sC (1) if check (i)<0
N=N+1; L (N)=i;
end; end;
L (N+1)=sC (1)+1; l=diff (L); TRR=cell (N,1);
for i=1: N
x=zeros (l (i),2); for j=1: l (i)
x (j,1)=data (j+L (i),1); x (j,2)=data (j+L (i),2);
end; TRR{i,1}=x; end;
% разбиение сигнала на этапы
if i==1
TRR_temp=TRR; clear TRR
T1=300000; T2=900000;
TRR{1,1}=TRR_temp{1,1} (TRR_temp{1,1} (:,1)<T1,:);
TRR{2,1}=TRR_temp{1,1} (TRR_temp{1,1} (:,1)>...
T1&TRR_temp{1,1} (:,1)<T2,:);
TRR{2,1} (:,1)=TRR{2,1} (:,1)-TRR{2,1} (1,1);
TRR{3,1}=TRR_temp{1,1} (TRR_temp{1,1} (:,1)>T2,:);
TRR{3,1} (:,1)=TRR{3,1} (:,1)-TRR{3,1} (1,1); end;
```

Приложение 4

Очищение сигнала от артефактов

```
M=mean (X (:,2));
sko=std (X (:,2));
index = 1;
for j=1: length (X);
if X (j,2)<M + 3* sko && X (j,2)>M - 3* sko
NN (index,2)=X (j,2);
if index == 1
NN (index,1)=0;
else
NN (index,1)=NN (index-1,1)+NN (index-1,2);
end;
index = index + 1;
end;
end;
```

Приложение 5

Фурье-анализ сигналов ВСП

```
T1=NN (1,1); T2=NN (end,1); signal (:,1)=(T1:100: T2);
signal (:,2)=interp1 (NN (:,1), NN (:,2), signal (:,1), 'spline');
st=size (signal);
l=2^nextpow2 (st (1));
furie=fft (detrend (signal (:,2)), l);
Fs=1/0.1;
f = Fs/2*linspace (0,1, l/2+1);
HF= sum ((abs (furie (f>0.15&f<0.4)). ^2))/l;
LF= sum ((abs (furie (f>0.04&f<0.15)). ^2))/l;
VLF= sum ((abs (furie (f>0.003&f<0.04)). ^2))/l;
TP=HF+LF+VLF;
figure;
plot (f (f>0.003&f<0.4), ...
(abs (furie (f>0.003&f<0.4)). ^2)/l);
title (strcat ('HFn:', num2str (round (100*HF/TP)), ...
'%', 'LFn:', num2str (round (100*LF/TP)), ...
'%', 'VLFn:', num2str (round (100*VLF/TP)), '%'));
```

Приложение 6

Вейвлет-анализ сигналов ВСП

```
T1=NN (1,1); T2=NN (end,1); signal (:,1)=(T1:100: T2);
signal (:,2)=interp1 (NN (:,1), NN (:,2), signal (:,1), 'spline');
f1=0.4; f2=0.15; f3=0.04; f4=0.003;
D=0.1; w='morl'; fc=centfrq (w);
a1=(fc)/(D*(f4)); a4=(fc)/(D*(f1));
lna1=log (a1); lna4=log (a4);
lna=linspace (lna1, lna4,300);
A=exp (lna); F=fc./(D.*A); dA=zeros (size (A));
for i=2: length (A)-1
    dA (i)=A (i+1)-A (i-1);
end;
dA (1)=2*(A (2)-A (1)); dA (end)=2*(A (end)-A (end-1)); dA=abs (dA);
W=cwt (detrend (signal (:,2)), A, w); sW=size (W);
for j=1: sW (2)
    shf (:,j)=W (F>f2&F<f1,j).*(dA (F>f2&F<f1))...
    ./ (A (F>f2&F<f1)).^(3/2));
    slf (:,j)=W (F>f3&F<f2,j).*(dA (F>f3&F<f2))...
    ./ (A (F>f3&F<f2)).^(3/2));
    svlf (:,j)=W (F>f4&F<f3,j).*(dA (F>f4&F<f3))...
    ./ (A (F>f4&F<f3)).^(3/2));
end;
cnorm=max (abs ((detrend (signal (:,2)))))...
/max (abs (sum (shf)+sum (slf)+sum (svlf)));
u_hf=sum (cnorm*shf).^2; u_lf=sum (cnorm*slf).^2;
u_vlf=sum (cnorm*svlf).^2;
```

```

u_tp=u_hf+u_lf+u_vlf;
HF=sum(u_hf); LF=sum(u_lf); VLF=sum(u_vlf);
TP=sum(u_tp);
lfkhf=zeros(1, sW(2));
lfkhf(1)=0;
for i=2: sW(2)
    if u_hf(i)>0.01*max(u_hf)
        lfkhf(i)=u_lf(i)/u_hf(i);
    else
        lfkhf(i)=lfkhf(i-1);
    end;
end;
Aintense=sum(lfkhf(lfkhf>10));
figure; plot(signal(:,1), lfkhf);
hold on; plot(signal(:,1), 10*ones(size(signal(:,1))))
title('отношение LF к HF'); xlabel('время, мс');

```

Приложение 7

Построение аппроксимирующего эллипса

```
[x, y]=deal (NN (1: end-1,2), NN (2: end,2));
cv=convhull (x, y);
x=x (cv); y=y (cv);
xm=mean (x); ym=mean (y);
xn=x-xm; yn=y-ym;
VECTOR=[xn.^2, xn.*yn, yn.^2, xn, yn];
A=sum (VECTOR)/(VECTOR'*VECTOR);
a=A (1); b=A (2); c=A (3); d=A (4); e=A (5);
phi=0.5*atan (b/(c-a));
cos_phi=cos (phi);
sin_phi=sin (phi);
[a, b, c, d, e]=deal (a*cos_phi^2 - b*cos_phi*sin_phi...
+ c*sin_phi^2, 0, a*sin_phi^2 + b*cos_phi*sin_phi...
+ c*cos_phi^2, d*cos_phi - e*sin_phi, d*sin_phi...
+ e*cos_phi);
[xm, ym]=deal (cos_phi*xm - sin_phi*ym, sin_phi*xm...
+ cos_phi*ym);
X0=xm - d/2/a; Y0=ym - e/2/c;
F= 1 + (d^2)/(4*a) + (e^2)/(4*c);
[a, b]=deal (sqrt (abs (F/a)), sqrt (abs (F/c)));
L= 2*max (a, b); w= 2*min (a, b);
R=[cos_phi sin_phi; -sin_phi cos_phi];
t=0:0.01:2*pi;
ellipse_x_r=X0 + a*cos (t); ellipse_y_r=Y0 + b*sin (t);
rotated_ellipse = R * [ellipse_x_r; ellipse_y_r];
[el_x, el_y]=deal (rotated_ellipse (1,:), ...
rotated_ellipse (2,:));
plot (el_x, el_y, 'r');
title ((strcat ('скампегорамма; L=', ...
num2str (round (L)), ','; w=', num2str (round (w)))));
```

Приложение 8

Вычисление размерности Хаусдорфа

```
NN=NN/1000; %переход к секундам
NN(:,2)= NN(:,2)-abs(min(NN(:,2)));
NN(:,2)= NN(:,2)/max(abs(NN(:,2)));
%перенормировка исходного ряда значений
NN(:,1)= NN(:,1)+0.001;
%сдвиг исходного ряда аргументов
NN(:,1)= NN(:,1)/1000;
%перенормировка исходного ряда аргументов
maxX=max(NN); minX=min(NN);
boxsize=linspace(0.01,0.20,20); %вектор размеров ячеек
boxsize=boxsize';
counter=zeros(length(boxsize),1);
for i=1:length(boxsize)
    counter(i)=0;
    box_num(i,:)=ceil((abs(maxX)+abs(minX))/boxsize(i));
    %определение полного количества ячеек для анализа
    box_left=zeros(box_num(i,1), box_num(i,2));
    box_right=zeros(box_num(i,1), box_num(i,2));
    box_top=zeros(box_num(i,1), box_num(i,2));
    box_bottom=zeros(box_num(i,1), box_num(i,2));
    n=zeros(box_num(i,1), box_num(i,2));
    for l=1: box_num(i,2)
        for h=1: box_num(i,1)
            box_left(h, l)=(h-1)*boxsize(i);
            box_right(h, l)=h*boxsize(i);
            box_top(h, l)=(l)*boxsize(i);
```

```

box_bottom (h, l)=(l-1)*boxsize (i);
if not (isempty (NN (NN (:,2)>box_bottom (h, l)...
& NN (:,2)<=box_top (h, l)& NN (:,1)>box_left (h, l)...
& NN (:,1)<=box_right (h, l),2)))
counter (i)=counter (i)+1;
%количество ячеек, необходимое для перекрытия ВР
end;
if box_num (i,2)==0
counter=box_num (i,1);
end;
end;
end;
end;
C=polyfit (log (1./boxsize), log (counter), 1); d0=C (1);

```

Приложение 9

Оценка показателя Ляпунова

```
data=NN(:,2)/1000; %переход к значениям в секундах
epsilon=20; %параметр близости
epsilon=epsilon/1000; %переход к значениям в секундах
tau_max=15; %параметр вложения
N=length(data)-tau_max-1;
distanc=cell(N, tau_max+1);
for t=1: N
    for tau=0: tau_max
        l=1;
        clear dist
        for i=1: length(data)-tau_max
            if (abs(data(i)-data(t))<epsilon)&&abs(i-t)>0
                a(l)=i;
                %проверка выполнения условия ε-близости
                dist(l)=abs(data(i+tau)-data(t+tau));
                distanc{t, tau+1}=dist;
                l=l+1;
            end;
        end;
        close_tr{t,1}=a;
    end;
end;
vectau=0: tau_max;
vectau=mean(data)*vectau; %нормировка вектора τ
for tau=0: tau_max
    N1=1;
```

```

for t=1: N
v_summy=distanc{t, tau+1};
if length (v_summy)>15
    %учет только тех данных, у которых не менее 15 ε-соседей
    staticticka (tau+1, t)=log (sum ((1/length (v_summy))*v_summy));
    N1=N1+1;
end;
end;
end;
stat= (1/N1)*sum (staticticka,2);
hold on
grid on
plot (vectau, stat)

```

Приложение 10

Вычисление размерностей Реньи методом boxcounting

```
NN=NN/1000; %переход к секундам
NN(:,2)=NN(:,2)-abs(min(NN(:,2)));
NN(:,2)=NN(:,2)/max(abs(NN(:,2)));
%перенормировка исходного ряда значений
NN(:,1)=NN(:,1)+0.001;
%сдвиг исходного ряда аргументов
NN(:,1)=NN(:,1)/1000;
%перенормировка исходного ряда аргументов
maxX=max(NN); minX=min(NN);
boxsize=linspace(0.01,0.20,20);
%вектор размеров ячеек
boxsize=boxsize';
counter=zeros(length(boxsize),1);
Shenon=zeros(length(boxsize),1);
sD2=zeros(length(boxsize),1);
p=cell(length(boxsize),2);
for i=1:length(boxsize)
    counter(i)=0;
    box_num(i,:)=ceil((abs(maxX)+abs(minX))/boxsize(i));
    %определение полного количества ячеек для анализа
    box_left=zeros(box_num(i,1), box_num(i,2));
    box_right=zeros(box_num(i,1), box_num(i,2));
    box_top=zeros(box_num(i,1), box_num(i,2));
    box_bottom=zeros(box_num(i,1), box_num(i,2));
    n=zeros(box_num(i,1), box_num(i,2));
    for l=1:box_num(i,2)
        for h=1:box_num(i,1)
```

```

box_left (h, l)=(h-1)*boxsize (i);
box_right (h, l)=h*boxsize (i);
box_top (h, l)=(l)*boxsize (i);
box_bottom (h, l)=(l-1)*boxsize (i);
if not (isempty (NN (NN (:,2)>box_bottom (h, l)...
&NN (:,2)<=box_top (h, l)&NN (:,1)>box_left (h, l)...
&NN (:,1)<=box_right (h, l),2)))
counter (i)=counter (i)+1;
%количество ячеек, перекрытия BP
end;
if box_num (i,2)==0
counter=box_num (i,1);
end;
n (h, l)=length ((NN (NN (:,2)>box_bottom (h, l)...
&NN (:,2)<=box_top (h, l)&NN (:,1)>box_left (h, l)...
&NN (:,1)<=box_right (h, l),2)));
%число точек в каждой ячейке
end;
end;
p{i,1}=n/counter (i);
%относительная заселенность ячейки
Norm (i)=sum (sum ((p{i,1})));
%условие нормировки
p{i,1}=p{i,1}/Norm (i);
p{i,2}=log (p{i,1});
p{i,2} (p{i,2}==-inf)=0;
p{i,2} (isnan (p{i,2}))=0;
Shenon (i)=sum (sum ((p{i,1}).* (p{i,2})));
%информация Шенона
sD2 (i)=log (sum (sum ((p{i,1}).* (p{i,1})))));
end;
C=polyfit (log (1./boxsize), log (counter), 1); d0=C (1);
C=polyfit (log (boxsize), (Shenon), 1); d1=C (1);
C=polyfit (log (boxsize), (sD2), 1); d2=C (1);

```

Приложение 11

Расчет размерностей Реньи и корреляционного интеграла

```
MaxVlozhenie = 20;
dc=zeros (1, MaxVlozhenie);
CorrInt=zeros (10, MaxVlozhenie);
for m = 1: MaxVlozhenie
    data = zeros (length (signal (:,2)), m);
    data (:,1) = detrend (signal (:,2));
    for i = 2: m
        data (:, i) = circshift (data (:,1), - i+1);
    end
    data = data (m: length (data),:);
    SD = std (data (:, m));
    for e=1:10
        Epsilon (e) = (1/e)*SD;
        for i = 1: length (data)
            for j = 1: length (data)
                if i~=j
                    N= (1/(length (data)* (length (data)-1)));
                    CorrInt (e, m) = CorrInt (e, m) + N*0.5*...
                        (sign (Epsilon (e)-norm (data (i,:)-data (j,:),1))+1);
                end
            end
        end
    end
    C=polyfit (log (Epsilon ((CorrInt (:, m))>0)'), ...
        log (CorrInt ((CorrInt (:, m))>0, m)), 1);
    dc (m)=C (1);
```

```

end
figure
plot (dc, '.');
hold on
M= (1: MaxVlozhenie);
Cd=polyfit (M, dc,2);
plot (M, Cd (1)*M.^2+Cd (2)*M+Cd (3), '—');
% Построение линии тренда и определение корреляционной
размерности

```

Приложение 12

Вычисление аппроксимированной энтропии

```
Data=zeros (length (NN (:,2)),3);
data (:,1) = detrend (NN (:,2));
%проводим смещение фазы на m точек
data (:,2) = circshift (data (:,1),1);
data (:,3) = circshift (data (:,1),2);
%Задаем разбиение ячеек r от СКО
SD = std (data (:,1)); r = 0.2*SD;
Vs2=zeros (length (data),1); Vs3=zeros (length (data),1);
for i = 2: length (data)
for j = 1: length (data)
if i~=j
Vs2 (i) = Vs2 (i) + 0.5* (sign (r-abs (data (i,1)...
— data (j,1))) + 1)...
*0.5* (sign (r-abs (data (i,2)-data (j,2))) + 1);
Vs3 (i) = Vs3 (i) + 0.5* (sign (r-abs (data (i,1)...
— data (j,1))) + 1)...
*0.5* (sign (r-abs (data (i,2)-data (j,2))) + 1)...
*0.5* (sign (r-abs (data (i,3)-data (j,3))) + 1);
end; end; end;
V2=sum (Vs2); V3=sum (Vs3); ApEn=log (V2./V3);
```

Приложение 13

Расчет показателя Херста методом накопленной дисперсии

```
%максимальная длина приращения
pmax=10;
L=length (signal);
for p=1: pmax
for i=1: L-pmax
%набор приращений и их СКО
dX (i)=signal (i+p,2)- signal (i,2);
S (p)=std (dX);
end
E (p)=log (p);
N (p)=log (S (p));
end
plot (E, N,'o');
%коэффициенты МНК-прямой
H=polyfit (E, N,1); %МНК-прямая
h=H (2)+H (1)*E;
hold on
plot (E, h,'r'); %полученный показатель Херста
```

Приложение 14

Применение метода WTMM

```
signal(:,1)=signal(:,1)/1000;
%переход к секундам
delta =0.1;
scmin= (1)/(delta*f2);
scmax= (1)/(delta*f1);
scres=2^(nextpow2(scmax-scmin));
l_a=scres;
w='gaus8';
fc = centfrq(w);
a1= (fc)/(delta*f1);
a2= (fc)/(delta*f2);
lna1=log(a1);
lna2=log(a2);
lna=linspace(lna1,lna2,l_a);
A=exp(lna);
sc=cwt(detrend(signal(:,2)),A,w);
ssc=size(sc);
skeleton=zeros(ssc);
for i=1:ssc(1)
    [pks,locs]=findpeaks(abs(sc(i,:)));
    sp=size(locs);
    for j=1:sp(2)
        skeleton(i,locs(j))=pks(j);
    end;
end;
qmin=-5;qmax=5;l_q=101;
```

```

q=linspace (qmin, qmax, l_q);
sq=length (q);
Z=zeros (sq, ssc (1));
for i=1: sq
    Z_int=exp (q (i)*log (skeleton));
    Z_int (Z_int==inf)=0;
    Z_int (isnan (Z_int))=0;
    Z (i,:)= (sum (Z_int,2));
    const=polyfit (log2 (A), log2 (Z (i,:)), 1);
    tau (i)=const (1);
end;
H= ((diff (tau)))./(diff (q));
D= (((H))).*q (1: (end-1))-tau (1: (end-1));
plot (H, D)

```

Приложение 15

Реализация метода MF DFA

```
signal(:,1)=signal(:,1)/1000; %переход к секундам
delta =0.1;
scmin= (1)/(delta*f2); scmax= (1)/(delta*f1);
scales=2^(nextpow2(scmax-scmin)-2);
exponents=linspace(log2(scmin), log2(scmax), scales);
scale=round(2.^exponents);
qmin=-5; qmax=5; l_q=101;
q=linspace(qmin, qmax, l_q);
Y=detrend(signal(:,2));
if size(Y,2)==1;
Y=transpose(Y);
end
scale(scale>length(Y))=[];
for ns=1: length(scale),
segments(ns)=floor(length(Y)/scale(ns));
for v=1: segments(ns)
Index= (((v-1)*scale(ns))+1): (v*scale(ns));
C=polyfit(Index, Y(Index),2);
warning('off','all');
fit=polyval(C, Index);
RMS_scale{ns}(v)=sqrt(mean((Y(Index)-fit).^2));
end
for nq=1: length(q),
qRMS{nq, ns}=RMS_scale{ns}.^q(nq);
Zq(nq, ns)=mean(qRMS{nq, ns}).^(1/q(nq));
end
```

```

Zq (q==0, ns)=exp (0.5*mean (log (RMS_scale{ns}. ^2)));
end
Zq (Zq==0)=1;
for nq=1: length (q),
C = polyfit (log2 (scale), log2 (Zq (nq,:)), 1);
Hq (nq) = C (1);
qRegLine{nq} = polyval (C, log2 (scale));
D2 (nq)=(1/length (scale))*sum ((log2 (Zq (nq,:))...
— log2 (scale)*C (1)-C (2)). ^2);
X0=sum ((log2 (scale)-mean (log2 (scale))). ^2);
Da (nq)=D2 (nq)/X0;
end
tq = Hq. *q-1; DT=diff (tq); hq = DT./diff (q);
Dq = q (1: end-1). *hq-tq (1: end-1);

```

Библиографический список

1. Аксенов И. Б. Экспресс-диагностика динамических процессов. Методы создания аппаратных средств / И. Б. Аксенов. — Казань : Изд-во Казан. гос. техн. ун-та, 2004. — 152 с.
2. Анализ вариабельности сердечного ритма с применением вейвлет-анализа в задаче оценки адаптационных характеристик человека / В. С. Кубланов [и др.] // Биомедицинская радиоэлектроника. — 2008. — № 1–2. — С. 13–25.
3. Анализ живых систем по длинным временным рядам методами нелинейной динамики / И. А. Лыков [и др.] // Современные наукоемкие технологии. — 2010. — № 9. — С. 202–203.
4. Анохин П. К.: Кибернетика функциональных систем : избр. тр. / П. К. Анохин; под ред. К. В. Судакова. — М. : Медицина, 1998. — 297 с.
5. Антипов О. И. Анализ и прогнозирование поведения временных рядов: бифуркации, катастрофы, синергетика, фракталы и нейронные сети / О. И. Антипов, В. А. Негазов. — М. : Радиотехника, 2011. — 350 с.
6. Ардашев А. В. Практические аспекты современных методов анализа вариабельности сердечного ритма / А. В. Ардашев, А. Ю. Лоскутов. — М. : ИД МЕДПРАКТИКА-М, 2011. — 128 с.
7. Аронов Д. М. Функциональные пробы в кардиологии / Д. М. Аронов, В. П. Лупанов. — М. : МЕДпресс-информ, 2002. — 296 с.

8. Бабунц И. В. Алфавит анализа вариабельности сердечного ритма / И. В. Бабунц, Э. М. Миладжян, Ю. А. Машаев. — М. : Строфа, 2011. — 295 с.
9. Баевский Р. М. Введение в донозологическую диагностику / Р. М. Баевский, А. П. Береснева. — М. : Фирма «Слово», 2008. — 220 с.
10. Баевский Р. М. Методические рекомендации: Анализ вариабельности сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем / Р. М. Баевский, Г. Г. Иванов, Л. В. Чирейкин // Вестник аритмологии. — 2001. — № 24. — С. 65–87.
11. Бендат Д. Прикладной анализ случайных данных / Д. Бендат, А. Пирсол. — М. : Мир, 1989. — 540 с.
12. Березный Е. А. Практическая кардиоритмография / Е. А. Березный, А. М. Рубин, Г. А. Утехина. — СПб. : НПО «Нео», 2005. — 140 с.
13. Биотехнические системы. Теория и проектирование / В. М. Ахутин [и др.]. — Оренбург : ГОУ ОГУ, 2008. — 204 с.
14. Божокин С. Фракталы и мультифракталы / С. Божокин, Д. Паршин. — Ижевск : НИЦ «Регулярная и хаотическая динамика», 2001. — 129 с.
15. Быстрай Г. П. Термодинамика открытых систем : учеб. пособие / Г. П. Быстрай. — Екатеринбург: Изд-во Урал. гос. ун-та, 2006. — 120 с.
16. Вегетативные расстройства: клиника, лечение, диагностика / А. М. Вейн [и др.]; под ред. А. М. Вейна. — М. : Мед. информ. агентство, 1998. — 752 с.
17. Гоноровский И. С. Радиотехнические цепи и сигналы / И. С. Гоноровский. — М. : Радио и связь, 1985. — 512 с.
18. ГОСТ Р 52379–2005. Национальный стандарт Российской Федерации: надлежащая клиническая практика (аналог Good Clinical Practice (GCP)). — Введ. 2006-04-01. — М. : Стандартинформ, 2005. — 39 с.

19. Диагностика состояния человека: математические подходы / А. В. Богомолов [и др.]. — М. : Медицина, 2003. — 464 с.
20. Добеши И. Десять лекций по вейвлетам / И. Добеши. — Ижевск : НИЦ «Регулярная и хаотическая динамика», 2001. — 464 с.
21. Дьяконов В. П. MATLAB и SIMULINK для радиоинженеров / В. П. Дьяконов. — М. : ДМК-Пресс, 2011. — 976 с.
22. Ершов Ю. А. Основы анализа биотехнических систем / Ю. А. Ершов, С. И. Шукин. — М. : Изд-во МГТУ им. Н. Э. Баумана, 2011. — 526 с.
23. Зилов В. Г. Элементы информационной биологии и медицины / В. Г. Зилов, К. В. Судаков, О. И. Эпштейн. — М. : МГУЛ, 2000. — 248 с.
24. Использование принципов донозологической диагностики для оценки функционального состояния организма при стрессорных воздействиях (на примере водителей автобусов) / Р. М. Баевский [и др.] // Физиология человека. — 2009. — № 1. — С. 45–53.
25. Кобзарь А. И. Прикладная математическая статистика / А. И. Кобзарь. — М. : Физматлит, 2006. — 518 с.
26. Кроновер Р. М. Фракталы и хаос в динамических системах. Основы теории / Р. М. Кроновер. — М. : Постмаркет, 2000. — 350 с.
27. Кубланов В. С. Особенности применения методов нелинейной динамики для анализа сигналов variability сердечного ритма / В. С. Кубланов, В. И. Борисов, С. В. Поршнев // Биомедицинская радиоэлектроника. — 2014. — № 8. — С. 30–37.
28. Лоскутов А. Ю. Основы теории сложных систем / А. Ю. Лоскутов, А. С. Михайлов. — М. : Регулярная и хаотическая динамика: Ин-т компьютерных исслед., 2007. — 620 с.

29. Малинецкий Г. Г. Современные проблемы нелинейной динамики / Г. Г. Малинецкий, А. Б. Потапов. — М. : УРСС, 2002. — 356 с.
30. Мандельброт Б. Фрактальная геометрия природы / Б. Мандельброт. — М. : Ин-т компьютерных исслед., 2002. — 666 с.
31. Меклер А. А. Применение аппарата нелинейного анализа динамических систем для обработки сигналов ЭЭГ / А. А. Меклер // Вестник новых мед. технологий. — 2007. — Т. XIV, № 1. — С. 73–76.
32. Михайлов В. М. Вариабельность ритма сердца. Опыт практического применения метода / В. М. Михайлов. — Иваново, 2000. — 200 с.
33. Морман Д. Физиология сердечно-сосудистой системы / Д. Морман, Л. Хеллер. — СПб. : Питер, 2000. — 256 с.
34. Наумкина Д. Д. Применение вейвлет-анализа для распознавания типов функциональных реакций вариабельности сердечного ритма / Д. Д. Наумкина, В. Б. Парашин, В. С. Кубланов // Биомедицинская радиоэлектроника. — 2011. — № 10. — С. 89–94.
35. Нелинейные эффекты в хаотических и стохастических системах / В. С. Анищенко [и др.]. — М.; Ижевск : Ин-т компьютерных исслед., 2003. — 544 с.
36. Оборудование для тренинга и реабилитации с биологической обратной связью «Реакор» [Электронный ресурс]. — Режим доступа: <http://www.reacor.ru> / — Загл. с экрана.
37. Павлов А. Н. Мультифрактальный анализ хаотической динамики взаимодействующих систем / А. Н. Павлов, О. В. Сосновцева, А. Р. Зиганшин // Изв. вузов, Сер. Прикладная нелинейная динамика. — 2003. — Т. 11, № 2. — С. 39–54.
38. Поляков А. О. Введение в основы информационной медицины : учеб. пособие / А. О. Поляков. — СПб. : Изд-во СПбГПУ, 2005. — 150 с.

39. Поршнев С. В. MATLAB 7. Основы работы и программирования / С. В. Поршнев. — М. : Бином, 2011. — 318 с.
40. Потемкин В. В. Введение в MATLAB / В. В. Потемкин. — М. : Диалог-МИФИ, 2000. — 256 с.
41. Идентификация нелинейных динамических систем методами теории детерминированного хаоса на примере исследования variability сердечного ритма : дис. ... канд. техн. наук / Пыко С. А. — СПб., 2000. — 206 с.
42. Рангайян Р. М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход / Р. М. Рангайян. — М. : Физматлит, 2010. — 440 с.
43. Смоленцев Н. К. Основы теории вейвлетов. Вейвлеты в Matlab / Н. К. Смоленцев. — М. : ДМК Пресс, 2005. — 304 с.
44. Такенс Ф. О природе турбулентности / Ф. Такенс, Д. Рюэль // Странные аттракторы. — 1981. — С. 117–151.
45. Федер Е. Фракталы : пер. с англ. / Е. Федер. — М. : Мир, 1991. — 254 с.
46. Федотов А. А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга / А. А. Федотов, С. А. Акулов. — М. : Радио и связь, 2013. — 248 с.
47. Физиология человека. В 3 т. Т. 2 / пер. с англ. под ред. Р. Шмидта и Г. Тевса. — М. : Мир, 1995. — 313 с.
48. Флейшман А. Н. Variability ритма сердца и медленные колебания гемодинамики. Нелинейные феномены в клинической практике / А. Н. Флейшман. — Новокузнецк, 2009. — 262 с.
49. Хакен Г. Информация и самоорганизация. Макроскопический подход к сложным системам : пер. с англ. / Г. Хакен. — М. : КомКнига, 2005. — 248 с.
50. Шальдах М. Физика сердца / М. Шальдах // Progress in Biomedical Reserch. — 1998. — С. 20.
51. Шустер Г. Детерминированный хаос. Введение / Г. Шустер. — М. : Мир, 1988. — 240 с.

52. De Boor C. A. Practical Guide to Splines / C. A. De Boor. — N. Y.: Springer-Verlag, 1978. — 348 p.
53. Fabian J. T. Biomedical Signal Analysis: Contemporary Methods and Applications / J. T. Fabian, M.-B. Anke. — Cambridge (Massachusetts): MIT Press, 2010. — 432 p.
54. Grossberger P. Measuring the strangeness of strange attractors / P. Grossberger, I. Procaccia // Physica D. — 1983. — Iss. 9. — P. 189–208.
55. Ivanov P. C. Multifractality in human heartbeat dynamics / P. C. Ivanov, L. A. N. Amaral, A. L. Goldberger // Letters to Nature. — 1999. — Iss. 399. — P. 461–465.
56. Self-similarity and long-range dependence through the wavelet lens / P. Abry [et al.] // Theory and applications of long-range dependence. — 2003. — P. 527–556.
57. Flandrin P. Wavelet Analysis and Synthesis of Fractional Brownian Motion / P. Flandrin // IEEE Transactions on Information Theory. — 1992. — Vol. 38, iss. 2. — P. 910–917.
58. Ihlen E. A. F. Introduction to multifractal detrended fluctuation analysis in Matlab / E. A. F. Ihlen // Frontiers in Physiology. — 2012. — Vol. 3. — P. 141–150.
59. Ihlen E. A. F. Multifractal analyses of response time series: A comparative study / E. A. F. Ihlen // Behavior Research Methods. — 2013. — Vol. 45, iss. 4. — P. 928–945.
60. Malik M. Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use / M. Malik // Circulation. — 1996. — Vol. 93, iss. 5. — P. 1043–1065.
61. Multifractal estimates of monofractality in RR-heart series in power spectrum ranges / D. Makowiec [et al.] // Physica A: Statistical Mechanics and its Applications. — 2009. — Vol. 388, iss. 17. — P. 3486–3502.
62. Pincus S. M. Approximate entropy as a measure of system complexity / S. M. Pincus // Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America. — 1991. — Vol. 88, iss. 6. — P. 2297–2301.

Оглавление

Список сокращений	3
Введение	4
1. Анализ биомедицинских сигналов	10
1.1. О биомедицинских сигналах.....	10
1.2. Вариабельность сердечного ритма	12
1.3. Применение функционально-нагрузочных проб	16
1.4. Методы анализа биомедицинских сигналов	17
1.5. Методы нелинейной динамики	18
1.6. Многомасштабные оценки	20
2. Программа проведения исследований и импортирование результатов в MATLAB	22
2.1. Цели и задачи	22
2.2. Домашнее задание	23
2.3. Лабораторная установка.....	23
2.4. Программа проведения исследований	25
2.5. Импортирование данных в среду MATLAB	28
2.6. Очищение сигнала от артефактов.....	29
2.7. Интерполяция исходного сигнала.....	30
3. Общие требования к структуре, содержанию и оформлению отчета практического задания.....	81
3.1. Содержание отчета	81
3.2. Требования к оформлению разделов практического задания.....	81
Контрольные вопросы	83
Приложение 1. Этапы выполнения записи сигнала ЭКГ.....	85
Приложение 2. Краткий перечень используемых функций среды MATLAB.....	87
Приложение 3. Извлечение данных сигнала BCP из файла	93
Приложение 4. Очищение сигнала от артефактов.....	94
Приложение 5. Фурье-анализ сигналов BCP	95
Приложение 6. Вейвлет-анализ сигналов BCP	96
Приложение 7. Построение аппроксимирующего эллипса	98
Приложение 8. Вычисление размерности Хаусдорфа	99
Приложение 9. Оценка показателя Ляпунова.....	101
Приложение 10. Вычисление размерностей Реньи методом boxcounting.....	103
Приложение 11. Расчет размерностей Реньи и корреляционного интеграла.....	105
Приложение 12. Вычисление аппроксимированной энтропии	107
Приложение 13. Расчет показателя Херста методом накопленной дисперсии ...	108
Приложение 14. Применение метода WTMM	109
Приложение 15. Реализация метода MFDFA	111
Библиографический список	113

Учебное издание

**Кубланов Владимир Семёнович,
Борисов Василий Ильич,
Долганов Антон Юрьевич**

**АНАЛИЗ БИОМЕДИЦИНСКИХ СИГНАЛОВ
В СРЕДЕ МАТЛАВ**

Редактор И. В. Коршунова
Верстка О. П. Игнатьевой
Компьютерный набор А. Ю. Долганова

Подписано в печать 17.08.2016. Формат 60×84/16.
Бумага писчая. Печать цифровая. Гарнитура Newton.
Уч.-изд. л. 5,3. Усл. печ. л. 7,0. Тираж 100 экз.
Заказ 271

Издательство Уральского университета
Редакционно-издательский отдел ИПЦ УрФУ
620049, Екатеринбург, ул. С. Ковалевской, 5
Тел.: 8(343)375-48-25, 375-46-85, 374-19-41
E-mail: rio@urfu.ru

Отпечатано в Издательско-полиграфическом центре УрФУ
620075, Екатеринбург, ул. Тургенева, 4
Тел.: 8(343) 350-56-64, 350-90-13
Факс: 8(343) 358-93-06
E-mail: press-urfu@mail.ru



КУБЛАНОВ ВЛАДИМИР СЕМЕНОВИЧ

доктор технических наук, профессор, руководитель
Научно-исследовательского медико-биологического
инженерного центра высоких технологий ИРИТ-РтФ
e-mail: v.s.kublanov@urfu.ru

Сайт НИМБИЦВТ ИРИТ-РтФ: <http://bioeng.rtf.urfu.ru/>



БОРИСОВ ВАСИЛИЙ ИЛЬИЧ

старший преподаватель
e-mail: v.i.borisov@urfu.ru



ДОЛГАНОВ АНТОН ЮРЬЕВИЧ

аспирант, младший научный сотрудник
e-mail: anton.dolganov@urfu.ru